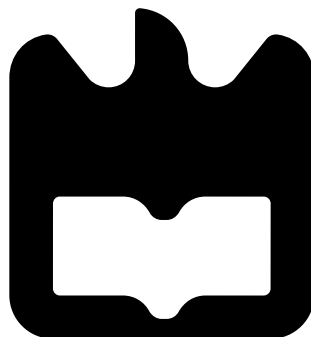




**Ana Rita Pereira
Duarte**

**Avaliação do risco de dano da vértebra lombar após
Artroplastia**





**Ana Rita Pereira
Duarte**

**Avaliação do risco de dano da vértebra lombar após
Artroplastia**



**Ana Rita Pereira
Duarte**

**Avaliação do risco de dano da vértebra lombar após
Artroplastia**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O júri

Presidente

Professor Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor Auxiliar, Universidade de Aveiro

Vogal - Arguente Principal

Professor Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca

Professor Auxiliar Convidado, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Vogal - Orientador

Professor Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar c/ Agregação, Universidade de Aveiro

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador Professor Doutor António Completo, pela sua disponibilidade, orientação, paciência e profissionalismo.

À CENTAC (Centro de Tomografia Computorizada de Aveiro, Lda) por facultar um exame Tomografia axial computadorizada (TAC).

Quero agradecer também ao Engenheiro António Festas pela sua disponibilidade na maquinação da prótese.

Aos meus amigos que levo desta academia quero dar um grande Obrigado pela companhia, pelo apoio, pelos almoços, pelas noitadas de estudo e pelas outras noites, e por fim pela grande paciência que tiveram comigo.

Aos meus pais e irmãos pelo apoio e paciência que tiveram ao longos destes anos.

Um especial agradecimento à minha tia Rosa, tio Nando e prima Marta pelo apoio e pela ajuda que deram, o que fez com que fosse possível alcançar esta meta.

Palavras-chave

Biomecânica; Métodos de Elementos Finitos; Coluna Lombar; Artroplastia; ProDisc-L; Fratura.

Resumo

A substituição do disco intervertebral lombar tem sido considerada uma alternativa cirúrgica ao tratamento da doença degenerativa do disco lombar. Comparada com a fusão lombar, a artroplastia discal preserva a mobilidade entre segmentos e decresce potencialmente os problemas nos discos adjacentes a termo. Nas avaliações de longo prazo, a vantagem teórica de redução de problemas nos discos adjacentes não tem sido completamente evidenciada. Diferente dos sistemas de artrodese de fusão, que trabalham durante um curto período de tempo como elementos de transferência de carga para as placas dorsal e ventral adjacentes até que ocorre a osteointegração, os implantes de disco intervertebral permanecem durante toda a vida do paciente como elementos de transferência de carga para as vértebras, o que pode potencializar complicações tais como a fratura da vértebra adjacente por sobrecarga, ou reabsorção óssea por efeito de stress-shielding. O implante Prodisc-L é um dos implantes com resultados clínicos bastante promissores. Contudo, estudos clínicos mais recentes reportaram fraturas nas vértebras adjacentes ao implante na artroplastia a um só nível e a dois níveis. Este tipo de implante é caracterizado por possuir quilhas verticais nas placas de apoio dorsal e ventral, sendo uma característica que o distingue da maioria dos implantes no mercado. Alguns estudos clínicos relacionam o risco de dano da vértebra, com este tipo de implante com a quilha, e com a pequena altura dos corpos vertebrais quando a artroplastia é realizada a mais que um nível. Este problema não se encontra neste momento totalmente explicado e compreendido sendo assim necessário a realização de novos trabalhos onde se insere a atual dissertação.

O trabalho apresentado teve como objetivo avaliar o risco de dano da vértebra lombar L4 do segmento L3-L5 após artroplastia, aplicando o implante ProDisc-L. A avaliação consistiu na comparação entre o segmento na condição intacta e artroplástica realizada a um e a dois níveis, recorrendo-se a modelos de elementos finitos para a avaliação do comportamento estrutural do segmento L3-L5. Estes modelos foram desenvolvidos com recurso a imagens médicas de TAC de um paciente sem qualquer patologia. Estes modelos foram sujeitos a dois casos de carga representativos da coluna ereta e relaxada, e do levantamento de 20 kg com os joelhos fletidos e com o tronco ereto. Foram avaliadas as deformações no osso cortical e esponjoso das vértebras. Para complementar o estudo, foram construídos vários modelos experimentais do segmento L3-L5, em espuma rígida de poliuretano, com diferentes alturas da vértebra L4 que foram sujeitos a uma carga axial, o que permitiu avaliar a influência da altura da vértebra intermédia no seu risco de fratura.

Os resultados obtidos nos estudos numéricos permitiram concluir que é no caso da artroplastia a dois níveis, para o caso da carga que representa o levantamento de 20Kg, que existe maior risco de ocorrência de danos, apresentando valores de deformação no osso esponjoso superiores aos referenciados para a iniciação de microdano no osso esponjoso. Para o caso da artroplastia a um nível também surgiram valores de deformação elevados, apontando um risco de dano a termo por efeito das cargas cíclicas. Para o caso do segmento intacto, os valores das deformações não apontam qualquer risco de dano nas vértebras, evidenciando a eficiência dos discos nativos na transferência de carga para os corpos vertebrais. No estudo experimental, para uma carga máxima bem superior às cargas fisiológicas, não ocorreu qualquer fratura da vértebra intermédia L4 para qualquer das três alturas da vértebra avaliadas e configuração do segmento.

Pode-se concluir deste estudo que a realização da artroplastia com o implante Prodisc-L a dois níveis aumenta o risco de dano da vértebra intermédia relativamente a artroplastia de um só nível, sendo que este risco só estará presente para atividades bastante exigentes em termos de carga, e se estas forem cíclicas. Pode-se igualmente concluir que mesmo para cargas superiores às normais atividades fisiológicas, a altura da vértebra L4 não se correlaciona com o risco de fratura desta.

Keywords

Biomechanics; Finite Elements Model; Lumbar Spine; Arthroplasty; ProDisc-L; Fracture

Abstract

Total lumbar disc replacement has been considered an alternative surgery to the treatment of the degenerative lumbar disc disease. Disc arthroplasty compared with lumbar fusion, artificial disc replacement can preserve the mobility between segments and can reduce the problems in the adjacent discs. In the long term evaluation, the theoretical advantage of reducing of the problems of adjacent discs hasn't been completely evidenced. Different from the spine fusion systems, that work during a short time as load transference elements to dorsal and ventral adjacent plates until osseointegration happens, intervertebral disc implants remain during the patient's life as load transference elements to the vertebrae, which can cause complications like adjacent vertebral fractures by overload or bone resorption by stress-shielding effect. Prodisc-L is one of the implants with the most promising clinic results. However, recent clinical studies have reported vertebral body-splitting fractures at single- and multilevel arthroplasty. This implant is to have a vertical keel in the dorsal and ventral plates, this aspect allows for differentiation of the others implants in the market. Some clinical studies associate the risk of damage in the vertebrae with this kind of keel implant and with small height of the vertebral body when the arthroplasty is realized at more than one levels. This problem is not completely explained and understood, therefore there's needed to do new studies like this current thesis.

This dissertation aimed to evaluate the risk of lumbar vertebrae damage at the L3-L5 lumbar spine segment after arthroplasty with the ProDisc-L prosthesis. The evaluation consisted in the comparison between intact segment and in single and multi-level arthroplasty, with resource the finite element models to evaluate structural behaviour of the L3-L5 segment. These models were developed with resource CAT seen images from a healthy patient. These models were subjected to load conditions which represented the situations of the relaxed standing body and the situation of lifting 20kg with knees bent and back straight. The results of the simulation were evaluate by the strains in the cortical and trabecular bone vertebrae. This study was complemented with experimental tests, in which the L3-L5 lumbar spine segment was built with solid rigid polyurethane foam, with diferent heights of the L4 vertebral which were submitted to a uniaxial load. The aim of the experimental tests was to evaluate the influence of height in the L4 vertebral body at its failure risk.

The results obtained from the numerical simulations lead to the conclusion that the situation of multilevel disc replacement, for the representation of situation 20kg lift with knees bent and back straight, that represents the higher risk of damages occuring, with strain results in the cancellous bone higher than the reference results to the initiation of the microdamage in the cancellous bone. The case of the single level disc replacement also resulted

in high values indicating risk of the damages by the cyclic loads. In the case native model, the strain values didn't showed any risk of damage in the vertebral bodies, which showed the efficiency of the intervertebral disc in the load transference to the vertebral bodies. In the experimental study, the maximum load was higher than the physiological loads and don't show failure to in the L4 vertebral body from any of the three heights and segment configuration.

It can be concluded from this study that performing arthroplasty with Prodisc-L implant at two levels increases the damage risk to the intermediate vertebrae relative to the arthroplasty at one level and that this risk will only be present for very demanding activities in terms of load, and if they are cyclical. It can also be concluded that even for loads greater than the normal physiological activities, L4 vertebra height does not correlate to its risk of fracture .

Conteúdo

| | |
|---|------------|
| Conteúdo | i |
| Lista de Figuras | iii |
| Lista de Tabelas | v |
| 1 Introdução | 1 |
| 1.1 Motivação | 1 |
| 1.2 Objetivos | 2 |
| 1.3 Organização | 2 |
| 2 Anatomia e Biomecânica da Coluna Lombar | 5 |
| 2.1 Introdução | 5 |
| 2.2 Anatomia | 5 |
| 2.2.1 Vértebra Lombar | 6 |
| 2.2.2 Disco Intervertebral | 8 |
| 2.2.3 Ligamentos | 9 |
| 2.2.4 Músculos | 10 |
| 2.3 Biomecânica da Coluna Lombar | 11 |
| 2.3.1 Tipos de movimentos e suas amplitudes | 12 |
| 2.3.2 Cargas e momentos na coluna Lombar | 14 |
| 3 Patologias e Tratamentos | 19 |
| 3.1 Introdução | 19 |
| 3.2 Patologias | 19 |
| 3.2.1 Doença Degenerativa do Disco | 20 |
| 3.2.2 Hérnia do Disco | 21 |
| 3.2.3 Espondilolistese | 21 |
| 3.2.4 Estenose Lombar | 22 |
| 3.2.5 Escoliose degenerativa | 23 |
| 3.3 Tratamentos da coluna lombar | 24 |
| 3.3.1 Artrodese | 25 |
| 3.3.2 <i>Cages</i> | 27 |
| 3.3.3 Artroplastia | 28 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 4 | Modelo de Elementos Finitos | 33 |
| 4.1 | Introdução | 33 |
| 4.2 | Materiais e Métodos | 33 |
| 4.2.1 | Geração dos Modelos Geométricos | 33 |
| 4.2.2 | Propriedades dos Materiais e Condições de Contacto | 37 |
| 4.2.3 | Caracterização da Malha | 39 |
| 4.2.4 | Condições de Carga | 40 |
| 4.3 | Resultados | 43 |
| 4.3.1 | Modelo Nativo vs Modelo com 1 nível de artroplastia | 43 |
| 4.3.2 | Modelo Nativo vs Modelo com 2 níveis de artroplastia | 49 |
| 4.3.3 | Análise das tensões Von Mises nos Implantes | 55 |
| 4.4 | Discussão | 58 |
| 5 | Modelo Experimental do Segmento L3-L5 | 63 |
| 5.1 | Introdução | 63 |
| 5.2 | Materiais e Métodos | 63 |
| 5.2.1 | Modelos Experimentais | 63 |
| 5.2.2 | Condição de ensaio | 66 |
| 5.3 | Resultados | 66 |
| 5.4 | Discussão | 70 |
| 6 | Conclusões e Trabalhos Futuros | 71 |
| | Referências | 73 |

Lista de Figuras

| | | |
|------|--|----|
| 2.1 | Coluna Vertebral (adaptado de (1)) | 6 |
| 2.2 | Anatomia da Vértebra Lombar (adaptado de (2)) | 7 |
| 2.3 | Orientação das Facetas, região Lombar (3) | 8 |
| 2.4 | a)Anatomia do disco intervertebral; b)Orientação das fibras | 9 |
| 2.5 | Ligamentos (adaptado de (4)) | 10 |
| 2.6 | Músculos na região lombar (adaptado de (5)) | 11 |
| 2.7 | Tipos de movimentos da coluna lombar: A) Extensão; B) Flexão; C) Flexão Lateral; D) Rotação Axial. (6) | 12 |
| 2.8 | a)Amplitude média para o flexão-extensão; b)Amplitude da flexão em função da idade. (adaptado de (6)) | 13 |
| 2.9 | a)Amplitude média para o flexão lateral; b)Amplitude da flexão lateral em função da idade. (adaptado de (6)) | 13 |
| 2.10 | Amplitude média para cada nível em função da idade e sexo (adaptado de (7)) | 14 |
| 2.11 | Comparação dos resultados obtidos por Nachemson's (1970) e Wilke (1999) de várias posições relativamente à postura ereta do corpo (adaptado de (8)) . . . | 16 |
| 2.12 | Pressão intradiscal média para os discos D1 (mais superior), D2, D3 e D4 (mais inferior) na coluna lombar. (adaptado de (9)) | 17 |
| 2.13 | Distribuição da carga para a postura ereta da coluna (adaptado de (10)) . . . | 18 |
| 3.1 | Fases da doença degenerativa do disco: a)Disfunção; b)Instabilidade; c)Estabilização. | 21 |
| 3.2 | a)Protusão Discal; b)Hérnia Discal (11) | 21 |
| 3.3 | Evolução do deslizamento para a espondilolistese (adaptado de (12)) | 22 |
| 3.4 | Vértebra normal vs. Vértebra com estenose (adaptado de (13)) | 23 |
| 3.5 | Escoliose Degenerativa (14) | 24 |
| 3.6 | Artrodese lombar anterior (15) | 25 |
| 3.7 | Artrodese lombar posterior e transforaminal (16) | 26 |
| 3.8 | Artrodese lombar extreme-lateral (17) | 27 |
| 3.9 | <i>Cages</i> Metálicas: a) <i>BAK Cage</i> ; b) <i>Ray Threaded Fusion Cage</i> ; c) <i>LT- Cage Lumbar Tapered Fusion Device</i> ; d) <i>Inter Fix Cage</i> ; e) <i>Harms Cage</i> . (18) | 28 |
| 3.10 | <i>Cages</i> Sintéticas: a) <i>PEEK Cage</i> ; b) <i>JAGUAR I/F Cage</i> ; c) <i>Boomerang</i> . (18) . | 28 |
| 3.11 | a)Bolas de Aço desenvolvida por Fernstrom; b)Implante desenvolvido por Fassio | 30 |
| 3.12 | Charité III (19) | 31 |
| 3.13 | ProDisc-L (19) | 32 |
| 4.1 | a)Modelo 3D do segmento lombar; b) Imagens de uma vértebra no plano longitudinal. Ambas as imagens são provenientes do TAC adquirido. | 34 |

| | | |
|------|---|----|
| 4.2 | a)Vértebra L4, antes do tratamento das imagens, com a representação dos planos; b)Vértebra L4, depois do tratamento das imagens. Ambas as imagens são provenientes do <i>software</i> InVesalius 3.0. | 34 |
| 4.3 | a)Modelo STL; b)Modelo Superfície; c)Modelo Sólido | 35 |
| 4.4 | Representação do modelo geométrico da vértebra no plano frontal e sagital . | 35 |
| 4.5 | Modelo CAD do disco intervertebral | 36 |
| 4.6 | Modelo CAD do implante ProDisc-L | 36 |
| 4.7 | Plano Frontal: a)Modelo nativo; b)Modelo com 1 implante; c)Modelo com 2 implantes; Plano Sagital: d)Modelo nativo; e)Modelo com 1 implante; f)Modelo com 2 implantes. | 37 |
| 4.8 | Representação esquemáticas dos ligamentos modelados | 39 |
| 4.9 | Representação da malha 1mm para os modelos desenvolvidos: a) Modelo nativo; b) Modelo com 1 nível de artroplastia; c) Modelo com 2 níveis de artroplastia. | 40 |
| 4.10 | Representação esquemática da força de compressão axial no modelo nativo . . | 41 |
| 4.11 | Identificação das zonas de análise no osso cortical no plano frontal para o modelo: a)artroplastia a um nível; b)artroplastia a dois nível. | 42 |
| 4.12 | Identificação das zonas de análise no osso esponjoso no plano sagital para o modelo: a)artroplastia a um nível; b)artroplastia a dois níveis. | 42 |
| 5.1 | Disco Experimental | 65 |
| 5.2 | Modelos Experimentais representativos da situação: a)nativa; b)artroplastia a um nível; c)artroplastia a dois níveis | 65 |
| 5.3 | Máquina de Ensaios, Shimadzu AGS-10KnXD | 66 |
| 5.4 | Gráfico Força-Deslocamento para um carregamento igual a 3200N | 67 |
| 5.5 | Gráfico Força-Deslocamento para o segmento com artroplastia a 2 níveis . . | 69 |

Lista de Tabelas

| | | |
|------|---|----|
| 2.1 | Pressão intradiscal para diferentes posições e atividades (adaptada de (8)) | 15 |
| 4.1 | Propriedades Mecânicas dos materiais dos componentes (20)(21)(22) | 37 |
| 4.2 | Condições de contacto entre os componentes dos modelos geométricos | 38 |
| 4.3 | Rigidez dos ligamentos (22) | 39 |
| 4.4 | Numero de elementos e nós dos modelos numéricos | 40 |
| 4.5 | Forças correspondentes às posições simuladas (8)(23) | 41 |
| 4.6 | Deformações Principais Máximas (ε_1): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 44 |
| 4.7 | Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 45 |
| 4.8 | Deformações Principais Máximas (ε_1): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 46 |
| 4.9 | Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 47 |
| 4.10 | Deformações Principais Máximas (ε_1) e Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Cortical - 800N) . . . | 48 |
| 4.11 | Deformações Principais Máximas (ε_1) e Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Cortical - 2720N) . . | 49 |
| 4.12 | Deformações Principais Máximas (ε_1): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 50 |
| 4.13 | Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 51 |
| 4.14 | Deformações Principais Máximas (ε_1): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 52 |
| 4.15 | Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo) | 53 |
| 4.16 | Deformações Principais Máximas (ε_1) e Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Cortical - 800N) | 54 |
| 4.17 | Deformações Principais Máximas (ε_1) e Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Cortical - 2720N) | 55 |
| 4.18 | Tensões von Mises nos implantes para 2720N | 57 |
| 5.1 | Propriedades Mecânicas Espuma Rígida Poliuretano (24)(25) | 64 |
| 5.2 | Dimensões dos modelos experimentais das vértebras (26)(27) | 64 |
| 5.3 | Deslocamento médio e desvio-padrão para o carregamento máximo de 3200N | 67 |

| | | |
|-----|--|----|
| 5.4 | Modelo Nativo e modelo com 1 implante: antes e depois da aplicação da carga máxima 3200N | 68 |
| 5.5 | Modelo Nativo e modelo com 2 implantes: antes e depois da aplicação da carga máxima até 10kN | 69 |

Capítulo 1

Introdução

1.1 Motivação

A coluna vertebral é uma estrutura complexa que se encontra dividida em cinco zonas: cervical, torácica, lombar, sacro e o cóccix. Esta estrutura é responsável por várias finalidades, como a sustentação de todo o peso do tronco, a proteção da medula nervosa, a garantia de uma postura correta e também de uma boa amplitude de movimento do corpo. Estes objetivos podem por vezes não serem totalmente cumpridos devido a problemas patológicos. Entre esses problemas encontram-se as patologias localizadas na região lombar, que são das doenças mais comuns numa faixa etária entre os 30 e os 65 anos de idade e afeta entre 70 a 85% da população em algum momento da sua vida(28). Alguns dos problemas patológicos são tratados através de procedimentos cirúrgicos como a artrodese ou a artroplastia. A artrodese, que é uma cirurgia recorrente há mais de 80 anos (29), consiste na fusão de duas ou mais vértebras adjacentes mas apresenta algumas desvantagens, como a redução de mobilidade entre segmentos.

Em alternativa à artrodese existe um outro tratamento cirúrgico denominado por artroplastia, que consiste na substituição do disco intervertebral danificado pela colocação de um implante. Este tratamento, ao contrário da artrodese, permite que a mobilidade entre segmentos não seja afetada. Esta técnica comparativamente com a técnica de fusão das vértebras é recente, e apresenta grandes taxas de sucessos, a curto termo, como foi indicado em vários estudos (19)(30). Os resultados a longo termo relacionados com as reações adversas e problemas relacionados com os implantes discais têm sido raramente descritos. Nas avaliações a longo prazo a vantagem teórica de redução de problemas nos discos adjacentes não tem sido completamente evidenciada (28)(30). Adicionalmente, cada modelo de implante intervertebral tem o seu próprio comportamento biomecânico, materiais e técnica cirúrgica, requerendo um conhecimento cirúrgico específico para se alcançar bons resultados. De forma diferente dos sistemas de artrodese, que trabalham durante um curto período de tempo como elementos de transferência de carga para as placas dorsal e ventral das vértebras adjacentes até que ocorre a osteointegração, os implantes de disco intervertebral permanecem durante toda a vida do paciente como elementos de transferência de carga para as placas dorsal e ventral das vértebras, o que pode potencializar complicações tais como a fratura da vértebra adjacente por sobrecarga, ou reabsorção óssea por efeito de stress-shielding, o que pode conduzir ao afundamento do implante no corpo vertebral e consequentemente ao insucesso da artroplastia (20). A artroplastia pode ser realizada a vários níveis, sendo o mais comum a um nível

intervertebral. Poucos estudos a longo termo sobre artroplastia a dois níveis são conhecidos. Alguns dos estudos publicados que comparam a artroplastia realizada em apenas um nível segmentar e a artroplastia realizada a dois níveis, não apresentam diferenças significativas nos resultados apresentados (28)(31). Contudo, alguns autores não recomendam a artroplastia a dois níveis associando-lhe complicações a longo termo (32). O implante Prodisc-L (Synthes Spine, Paoli, PA) é um dos implantes lombares com resultados clínicos bastante promissores (30). Contudo, estudos clínicos mais recentes reportaram fraturas nas vértebras adjacentes ao implante na artroplastia a um só nível e a dois níveis. Este tipo de implante é caracterizado por possuir quilhas verticais nas placas de apoio dorsal e ventral, sendo este tipo de geometria uma característica que o distingue da maioria dos implantes disponíveis no mercado atualmente. Contudo alguns estudos relacionam o risco de fratura da vértebra (32)(33), com este tipo de implante com quilha, com a pequena altura dos corpos vertebrais ou quando a artroplastia é realizada a mais que um nível. Este problema não se encontra neste momento totalmente explicado e compreendido sendo assim necessário a realização de novos trabalhos onde se insere a atual dissertação.

1.2 Objetivos

Esta dissertação teve como objetivo avaliar o risco de dano da vértebra lombar após artroplastia com o implante Prodisc-L, comparando a condição intacta do segmento da coluna lombar L3-L5 com a condição do segmento sujeito a artroplastia a um e a dois níveis. Para tal, recorreu-se numa primeira fase ao estudo do segmento, com recurso a modelos de elementos finitos específicos de um paciente, para avaliar o comportamento estrutural da vértebra intermédia L4 para diferentes condições de carga. Numa segunda fase, desenvolveram-se modelos experimentais do segmento L3-L5, construídos com materiais sintéticos, para avaliar a influência da altura da vértebra intermédia L4 no seu risco de fratura, através da aplicação de uma carga de compressão axial às diferentes configurações do segmento L3-L5. Os objetivos específicos foram:

- reconstrução da geometria do segmento L3-L5 da coluna vertebral com base em imagens médicas (TAC) específicas de um paciente;
- avaliação das deformações principais no osso cortical e esponjoso dos corpos vertebrais do segmento L3-L5 para as diferentes configurações;
- avaliação dos níveis de tensão no implante para as diferentes configurações do segmento;
- comparação dos níveis de deformação obtidos nos modelos numéricos com os limites de deformação associados ao dano no osso;
- avaliação da carga de rotura da vértebra intermédia L4 para diferentes alturas desta, com recurso a ensaios de compressão uniaxial para as diferentes configurações do segmento L3-L5 em material sintético.

1.3 Organização

Esta dissertação encontra-se dividida em seis capítulos. No primeiro capítulo foi dada uma breve introdução ao trabalho, dando um pequeno enquadramento do tema e do problema da

dissertação, sendo também referido os objetivos do trabalho e um pequeno resumo de como a dissertação se encontra organizada.

O segundo capítulo foi dedicado à anatomia e à biomecânica da coluna lombar. Na anatomia foram identificados cada elemento da coluna lombar, dando uma breve descrição de cada um. Relativamente à biomecânica, foi apresentado uma breve descrição do comportamento da coluna, referindo-se as amplitudes e os tipos movimentos referentes à zona lombar. Foram também mencionados alguns estudos cujo objetivo foi medir as pressões nos discos intervertebrais e assim avaliar as forças que a coluna lombar se encontra sujeita diariamente. Este capítulo foi importante para a compreensão do comportamento do sistema que foi estudado, cuja informação auxiliou os estudos numéricos e experimentais realizados.

No terceiro capítulo foram mencionados algumas patologias clínicas que podem surgir na região lombar da coluna assim como os seus sintomas e procedimentos cirúrgicos e não cirúrgicos, que podem ser aplicados nos tratamentos dos problemas clínicos. Neste capítulo também foram referidos dois tipos de tratamentos cirúrgicos, a artroplastia e a artrodese, onde foi realizada uma descrição dos procedimentos e alguns dos seus riscos.

O quarto capítulo foi dedicado ao estudo numérico do segmento lombar L3-L5, onde foram desenvolvidos modelos numéricos representativos do segmento para três situações de estudo, isto é, um modelo que representou o segmento no seu estado nativo, um modelo que representou o segmento sujeito a artroplastia no nível L4-L5 e por fim, um modelo que representou o segmento sujeito a artroplastia nos níveis L3-L4 e L4-L5. Nestes modelos foram analisadas as deformações principais máximas e mínimas, comparando os resultados obtidos entre os modelos protésicos e o modelo nativo, de modo a avaliar o risco de dano na vértebra lombar.

No quinto capítulo foram realizados testes experimentais para a avaliação da influência da altura do corpo da vértebra L4 com recurso a ensaios de compressão. Para tal, foram construídos modelos experimentais em material sintético, representativos do segmento L3-L5 da coluna lombar para a condição intacta, para a condição da artroplastia em um nível e para a condição da artroplastia em dois níveis.

Por último, o sexto capítulo foi dedicado às conclusões finais do trabalho realizado e a sugestões para possíveis trabalhos futuros.

Capítulo 2

Anatomia e Biomecânica da Coluna Lombar

2.1 Introdução

A coluna vertebral é um sistema complexo constituído por vários elementos anatómicos, o que permite ao esqueleto adquirir uma postura correta. A coluna é dividida em várias secções e curvaturas de maneira a conseguir suportar os esforços a que está exposta diariamente e assim evitar danos no sistema músculo-esquelético. O trabalho focou-se numa das cinco zonas da coluna vertebral, ou seja, a zona lombar. Para compreender a anatomia e a biomecânica do sistema lombar, neste capítulo, foi apresentado uma breve explicação para cada estrutura anatómica presente na coluna lombar. A biomecânica da coluna lombar foi exposta através de uma descrição dos tipos e amplitudes dos movimentos, das cargas e pressões a que se encontra sujeita.

2.2 Anatomia

A coluna vertebral é um pilar composto por vértebras e discos intervertebrais que são interligados por ligamentos e músculos, fazendo com que a coluna possa ser flexível e assim poder deformar-se, ainda que permaneça rígida devido aos efeitos das tensões musculares (6)(34).

A coluna vertebral é dividida em cinco regiões, sendo três delas consideradas móveis, designadas por cervical, torácica e lombar e as restantes designadas por regiões não-móveis, o sacro e o cóccix (35). Estas regiões são facilmente localizadas pelas curvaturas que podem ser observadas ao longo da coluna. Estas curvaturas permitem facilitar o suporte da coluna e ao mesmo tempo oferecer equilíbrio e resistência. A estabilidade de coluna é garantida pelos ligamentos e pelos músculos que rodeiam a coluna (36).

Relativamente às partes móveis, a zona cervical corresponde à parte óssea do pescoço e tem como função suportar toda a cabeça, a zona torácica corresponde à parte central da coluna e permite sustentar a cavidade torácica, por último, a zona lombar que corresponde à curvatura côncava posterior inferior da coluna, sustenta a cavidade abdominal e permite a mobilidade entre a região torácica e a pélvis. Nas zonas não móveis, o sacro permite fazer a ligação entre a coluna e a cintura pélvica e por fim o cóccix, que não apresenta uma função específica. (34)

Na totalidade, a coluna é constituída por 33 vértebras que se encontram divididas em diferente número pelas regiões da coluna, ou seja, a região cervical é composta por 7 vértebras, a região torácica por 12, a região lombar e o sacro por 5 e por último, o cóccix é composto por 4 vértebras (37).

A sobreposição das vértebras dá origem à formação de um canal, o canal medular, onde situa-se a medula nervosa. Esta localização permite oferecer à medula nervosa proteção por parte da coluna(35).

A coluna apresenta quatro curvaturas no plano sagital que se designam por lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e a cifose sacral e contribuem para que a coluna tenha um comportamento tipo mola para conseguir suportar elevadas cargas (6).

As curvaturas e as regiões da coluna podem ser visualizadas na figura 2.1.

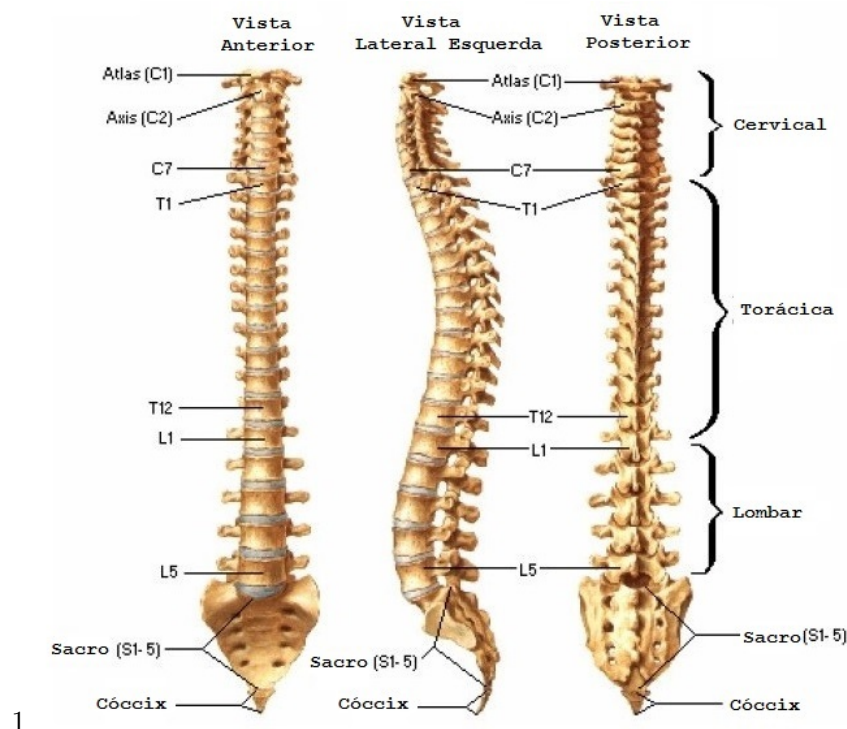


Figura 2.1: Coluna Vertebral (adaptado de (1))

2.2.1 Vértebra Lombar

As vértebras lombares, comparativamente às restantes vértebras da coluna vertebral, são aquelas que apresentam maiores dimensões, isto porque, são aquelas que suportam a maior parte do peso do corpo (38).

As vértebras lombares, apresentam as mesmas características anatómicas que as restantes vértebras da coluna. Isto é, a vértebra é composta por um corpo que é constituído por osso cortical de alta resistência e reforçado interiormente por um osso esponjoso (26) e por elementos posteriores. Entre os elementos posteriores encontra-se os pedículos, que servem de suporte aos elementos posteriores da vértebra. Existem também as lâminas, que se unem com os pedículos e formam um arco, o forame vertebral. Da união anterior, resultam também os processos transversos e na raiz do processo transversal surge o processo articular superior

e inferior. Da junção das duas lâminas, nasce o processo espinhoso que se encontra disposto horizontalmente e ao contrário do que acontece com o corpo vertebral, o processo espinhoso diminui de tamanho quando se transita da região torácica para a região lombar(26). Estas características anatômicas encontram-se representadas na figura 2.2.

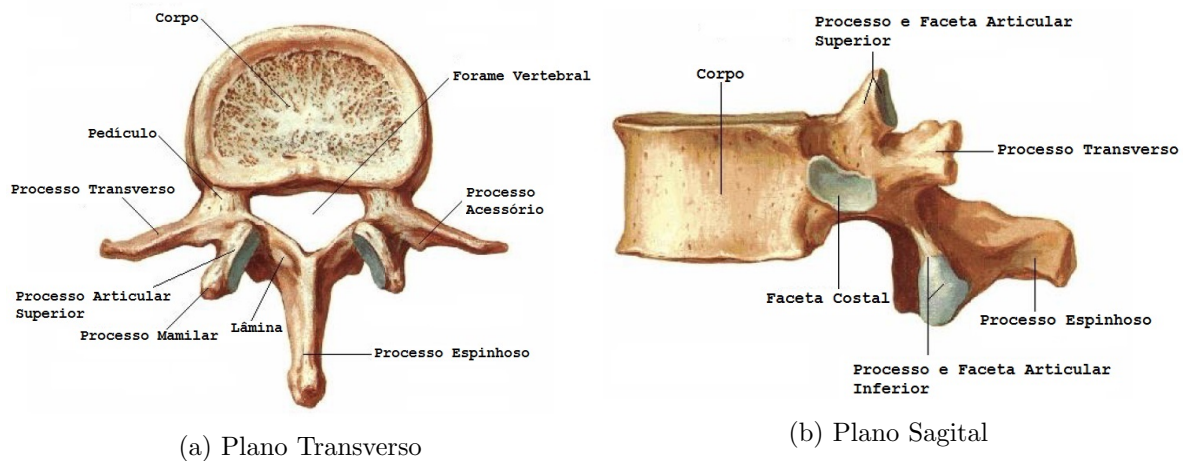


Figura 2.2: Anatomia da Vértebra Lombar (adaptado de (2))

As vértebras lombares são estruturas ósseas que têm como função resistir à maior parte das forças de compressão que atuam ao longo do eixo da coluna vertebral, sendo que a maior parte dessas cargas são suportadas pelas trabéculas. O osso esponjoso da vértebra atua como amortecedor de choques (26).

Os elementos posteriores das vértebras, como os pedículos, lâminas, processos espinhosos, processos transversos e as facetas, têm um papel importante na capacidade de carga e na mobilidade dos segmentos. As facetas trabalham como típicas estruturas de contacto regidos por condições unilaterais, limitando os movimentos da coluna, tais como, a extensão-flexão, flexão lateral e rotação axial. A falha destes elementos leva à espondilolistese, que é causada por forças de corte anterior-posterior (26). As facetas permitem estabilizar a coluna lombar quando sofre uma carga de compressão, permitem evitar flexão excessiva e a translação entre vértebras adjacentes e assim proteger o disco de possíveis danos. Também são capazes de resistir a forças que atuam perpendicularmente às superfícies articulares verticais, limitando assim, a amplitude de movimento de rotação axial, com grandes tensões de contacto que ocorrem nas superfícies articulares. (26)

Os elementos posteriores das vértebras permitem guiar o movimento da coluna, sendo a orientação garantida pela facetas das vértebras para o plano transversal e para o plano frontal, permitindo também suportar as cargas. A orientação das facetas varia ao longo da coluna, sendo que para a região lombar as facetas encontram-se orientadas cerca de 90° o plano transversal e 45° com o plano frontal, como é demonstrado na figura 2.3. (3)(36)

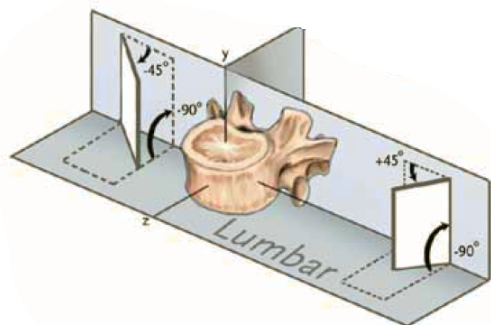


Figura 2.3: Orientação das Facetas, região Lombar (3)

2.2.2 Disco Intervertebral

Entre as vértebras adjacentes existe uma estrutura maleável denominada por disco intervertebral, que permite às vértebras adquirirem movimento entre si (39). O disco é composto por um núcleo pulposo e por um anel fibroso, figura 2.4a (39).

O núcleo pulposo é um gel hidratado composto por 88% de água (6) e caracteriza-se por ser uma esfera incompressível que exerce pressões em todas as direções (6)(26) e apresenta seis graus de liberdade, como a extensão-flexão, flexão lateral e a rotação axial (6). O núcleo corresponde entre 25-50% da área transversal-sagital do disco (26) e tem a capacidade de suportar cerca de 75% das cargas, fazendo com que o núcleo tenha a função de suportar a maior parte das cargas (40)(41).

O anel fibroso é composto por 15-25 camadas de fibras de colagénio dispostas concêntricamente, designadas por lamelas. Em cada lamela, as fibras encontram-se dispostas em paralelo umas em relação às outras e orientadas em cerca de 30° com o plano horizontal, figura 2.4b (26). As fibras de colagénio de duas camadas consecutivas encontram-se orientadas em direções opostas e quando se cruzam formam um ângulo de 120°. Estas orientações fazem com as fibras sejam resistentes à rotação, mas pouco resistentes à compressão (42). O anel fibroso tem como função conter o núcleo pulposo no seu interior, ajudar a estabilizar e a permitir o movimento entre as vértebras adjacentes e atua como amortecedor de forças (34).

Os discos intervertebrais permitem a transferência de cargas de compressão entre duas vértebras adjacentes e ao mesmo tempo permitem a mobilidade e flexibilidade intervertebral (26).

As regiões exteriores e posteriores do disco são as que apresentam maior rigidez à compressão axial, nas regiões anteriores e também posteriores, a rigidez à tração é mais elevada do que as regiões laterais e interiores. Estas respostas à compressão e à tração fazem com que a zona interna do anel fibroso seja a zona mais fraca e a zona externa a mais forte (26).

O disco encontra-se diariamente sujeito a pressões estáticas, o que faz com que a água presente no núcleo migre e como consequência desta migração, o disco vai ficando menos hidratado e vai perdendo altura ao longo do dia. A altura para um disco saudável é recuperada devido à capacidade hidrófila do disco (6), ou seja, a capacidade do disco recuperar a água enquanto o corpo repousa. Num estudo realizado por Hirsch (1955), ficou demonstrado que com a aplicação de uma carga constante no disco intervertebral, o decréscimo da altura do disco não ocorria que forma linear, mas de uma forma exponencial, possivelmente devido a uma desidratação proporcional ao volume do núcleo (6). Quando retirada a carga, o disco

voltava a recuperar a altura inicial, também de uma forma exponencial (6). Num outro estudo, foi aplicada uma força de compressão nos discos intervertebrais, igual a 1200N, por um período de três horas. Isto provocou uma diminuição de 10% da altura do disco e um aumento equivalente a 5-13% no diâmetro sagital (26).

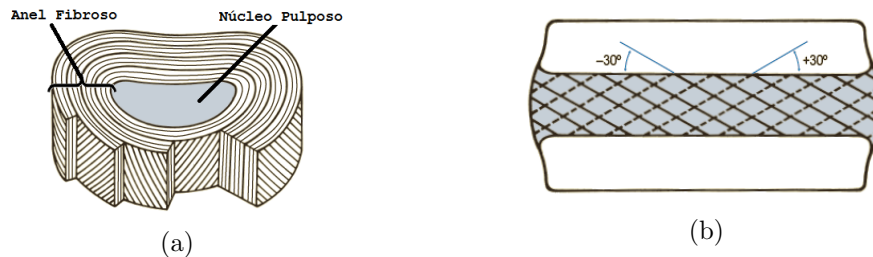


Figura 2.4: a) Anatomia do disco intervertebral; b) Orientação das fibras (adaptado de (26))

2.2.3 Ligamentos

Os ligamentos são tecidos passivos que não possuindo a capacidade de contração, conseguem oferecer elevada resistência quando sujeitos a cargas que provocam o seu alongamento. Estão apenas aptos a cargas de tração e previnem a flexão excessiva da coluna lombar. A resistência dos ligamentos depende da carga que é aplicada e do braço de momento. (41)

Na totalidade existem 7 ligamentos na região lombar da coluna vertebral, sendo que 5 deles unem os elementos posteriores das vértebras e os restantes unem os corpos vertebrais. Os ligamentos lombares (figura 2.5) são (26)(36)(39):

- Ligamento Longitudinal Anterior: este ligamento reveste as superfícies anteriores dos corpos vertebrais, onde encontra-se fortemente ligado ao osso vertebral e apresenta uma ligação fraca com aos discos intervertebrais. Tem como função reforçar a estabilidade da coluna. Durante a extensão consegue aguentar grandes tensões.
- Ligamento Longitudinal Posterior: reveste as superfícies posteriores dos corpos das vértebras e ao contrário do ligamento longitudinal anterior, este ligamento encontra-se fortemente ligado aos discos intervertebrais e com uma ligação fraca com o osso vertebral. A sua função consiste em impedir a hiperflexão da coluna.
- Ligamento Amarelo: liga duas lâminas consecutivas e apresenta uma estrutura com uma elasticidade superior a 80%, por conter um baixo teor de colagénio. Devido às suas propriedades elásticas, consegue contrair durante a extensão e alongar durante a flexão.
- Ligamento Transverso: faz a ligação entre os processos transversos adjacentes com finas camadas de fibras de colagénio. Durante a flexão lateral, consegue suportar altas tensões.
- Ligamento Interespinal: liga dois processos espinhosos consecutivos com fibras de colagénio. Este ligamento protege a coluna contra grandes flexões.
- Ligamento Supra-Espinal: ligamento posterior que faz a ligação entre as extremidades dos processos espinhosos com fibras tendinosas. Como o ligamento interespinal, o ligamento supra-espinhal protege a coluna contra elevadas flexões.

- Ligamento Capsular: liga as articulações das facetas articulares. O ligamento capsular aguenta grandes tensões durante as flexões laterais e durante os torsões axiais.

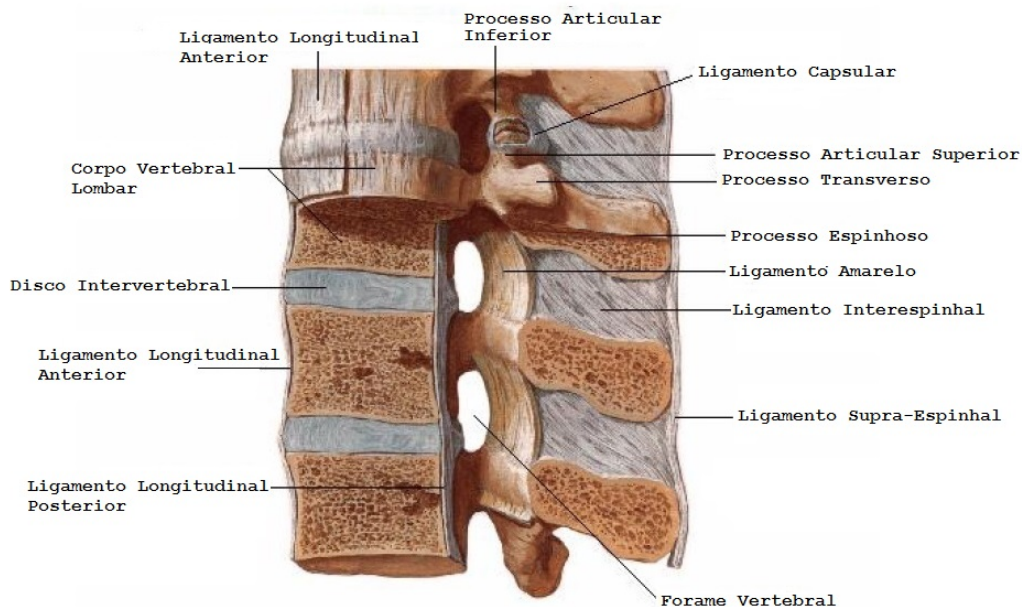


Figura 2.5: Ligamentos (adaptado de (4))

2.2.4 Músculos

A estabilidade da coluna é auxiliada com o sistema muscular (figura 2.6) que é composto por quatro grupos de músculos: fletores, extensores, fletores laterais e de rotação (39).

Os músculos extensores encontram-se organizados em três camadas. A camada superficial é constituída pelos músculos eretores espinais, a camada intermédia pelos músculos multifídeos e a terceira camada é constituída por pequenos músculos que funcionam à extensão, à rotação e à flexão lateral. Os músculos extensores encontram-se envolvidos por um tecido fibroso, denominado por fáscia toracolombar, e também se encontram estruturados em três camadas. A camada anterior é muito fina e reveste a superfície anterior do músculo quadrado lombar, a camada intermédia reveste a superfície posterior do músculo quadrado lombar e a camada posterior reveste superfícies posteriores dos músculos eretores espinais. (39)

Os músculos fletores correspondem a um grupo intrínseco, constituídos pelos músculos psoas e íliaco e por um grupo extrínseco, que corresponde aos músculos abdominais. (39)

O grupo de músculos fletores laterais e de rotação são constituídos pelos músculos oblíquos internos e externos, transversos e o quadrado lombar. (39)

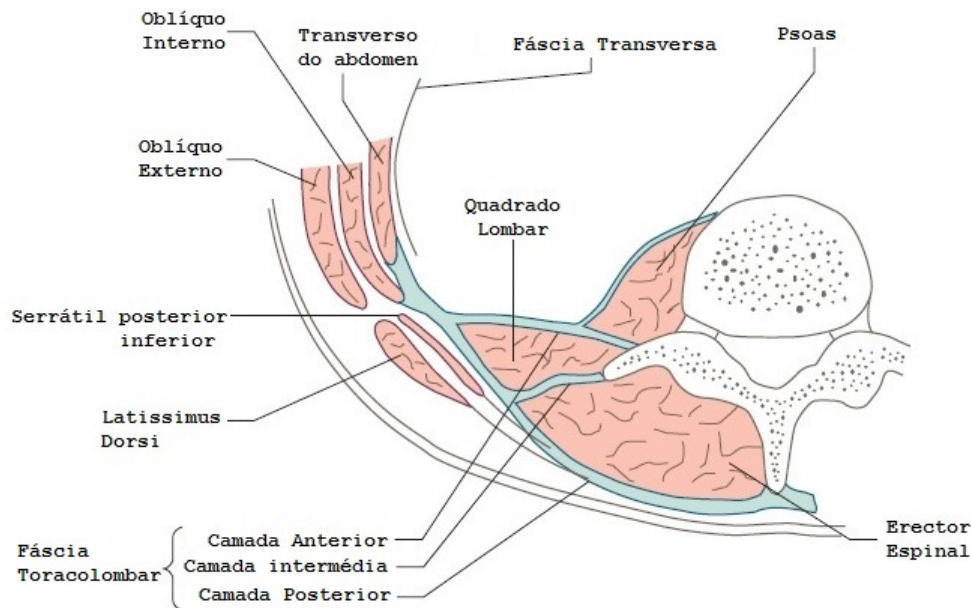


Figura 2.6: Músculos na região lombar (adaptado de (5))

2.3 Biomecânica da Coluna Lombar

A biomecânica da coluna consiste no estudo do comportamento mecânico da coluna, sendo ela considerada uma estrutura de suporte de carga sujeita a cargas fisiológicas. Também é considerada como a principal estrutura de suporte de carga do sistema músculo-esquelético (26). O estudo da biomecânica da coluna pode ser aplicado para quantificar as forças e os movimentos na coluna, analisar as distribuições de carga e mecanismos de lesões e para desenvolver intervenções terapêuticas (10).

A coluna caracteriza-se por apresentar três principais funções biomecânicas: garantir a transferência de carga ao longo da coluna, sem perder a estabilidade; permitir a mobilidade e flexibilidade fisiológica; por último, proteger a medula espinhal de danos provocados pelas forças e movimentos (26).

As cargas na coluna podem surgir principalmente devido ao peso do próprio corpo, da atividade muscular, da pré-tensão exercida pelos ligamentos e das cargas externas (36).

Relativamente à região lombar, esta diferencia-se por conseguir em simultâneo suportar grandes forças e momentos e apresentar grande mobilidade (26).

Em relação às cargas aplicadas na coluna elas podem dividir-se em duas classes, as traumáticas e as fisiológicas. As cargas traumáticas acontecem normalmente devido a acidentes e associadas a esforços de impacto (26). As cargas fisiológicas são provenientes de atividades comuns, estando entre elas (26):

- Cargas de curta-duração, como a flexão e a extensão;
- Cargas de longa duração, como a posição do corpo sentado ou em pé;
- Cargas cíclicas, como por exemplo, andar a pé;
- Cargas dinâmicas, como saltar ou correr.

2.3.1 Tipos de movimentos e suas amplitudes

Como mencionado anteriormente, as vértebras lombares são as que apresentam maiores dimensões na coluna vertebral, devido ao facto de estarem mais sujeitas as forças de compressão resultantes de vários fatores, como o peso do próprio corpo, a atividade muscular, a pré-tensão exercida pelos ligamentos e a aplicação de forças externas. As forças de compressão podem resultar da combinação de vários tipos de movimentos como a flexão, a extensão, a flexão lateral ou a rotação axial, como encontram-se representados na figura 2.7. Os movimentos de flexão, extensão e a flexão lateral originam principalmente tensões de tração ou de compressão, enquanto a rotação origina tensões de corte. (36)

Os problemas patológicos podem afetar os movimentos da coluna e para avaliar as suas consequências, é necessário conhecer os movimentos da coluna no seu estado nativo, ou seja, conhecer as amplitudes normais para cada tipo de movimento (43). As amplitudes para cada tipo movimento da coluna lombar variam em função da idade e do próprio indivíduo (6). Muitos estudos foram realizados para avaliar a amplitude da coluna lombar, analisando vários aspetos como por exemplo, a amplitude em função da idade ou em função das cargas aplicadas. Alguns resultados obtidos podem ser observados nas figuras 2.8, 2.9 e 2.10.

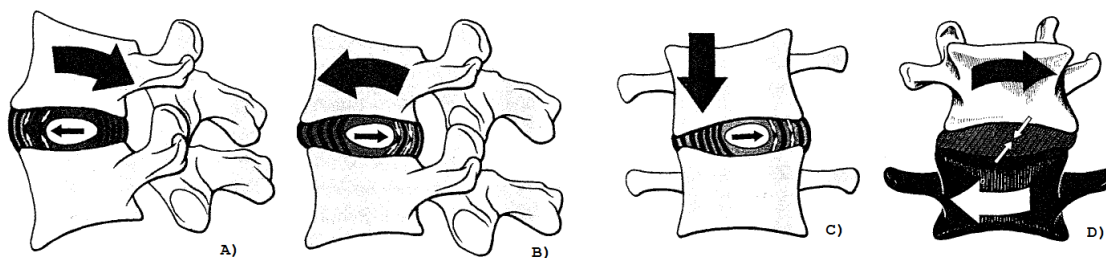


Figura 2.7: Tipos de movimentos da coluna lombar: A) Extensão; B) Flexão; C) Flexão Lateral; D) Rotação Axial. (6)

A figura 2.8a representa a amplitude média para a flexão-extensão e observa-se que a amplitude média da extensão corresponde a 30° e para a flexão corresponde a 40° . A figura 2.8b representa a amplitude da flexão em função da idade do indivíduo. Os dados permitiram comprovar que a mobilidade da coluna lombar diminui com a idade, constatando assim que a mobilidade máxima aconteceu entre os dois e os treze anos de idade com uma amplitude total do segmento igual a 64° . (6)

A amplitude média da flexão lateral para a coluna lombar situa-se entre os 20° e os 30° para cada lado da coluna, figura 2.9a. A figura 2.9b apresenta os valores de amplitude para cada nível da coluna lombar em função da idade. As amplitudes mais elevadas ocorreram em idades compreendidas entre os dois e os treze anos, com uma amplitude total máxima igual a 62° para cada lado da coluna. Os dados apresentados demonstraram que entre os 35 e os 49 anos de idade, o valor de amplitude total diminui para cerca de 31° e entre 50 e 64 anos a amplitude total decresceu apenas 2° , chegando a 29° . Entre os 65 e os 77 anos, ocorreu uma redução mais elevada, onde o valor total da amplitude do segmento lombar reduziu para 22° . O nível L4-L5 foi o nível que demonstrou valores máximos de amplitude, assim como aconteceu para a flexão-extensão. (6)

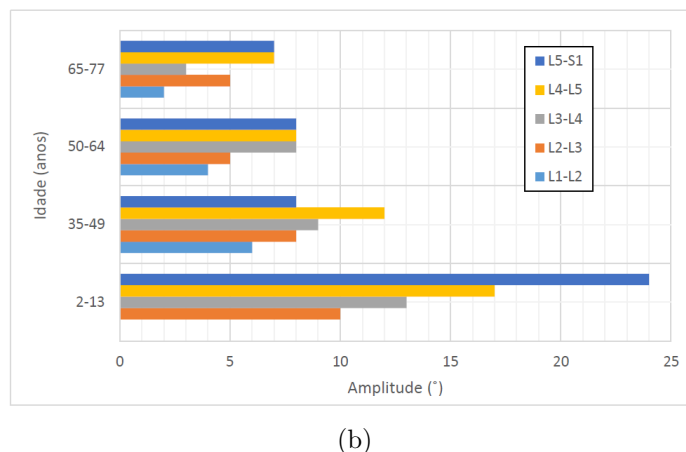


Figura 2.8: a) Amplitude média para o flexão-extensão; b) Amplitude da flexão em função da idade. (adaptado de (6))

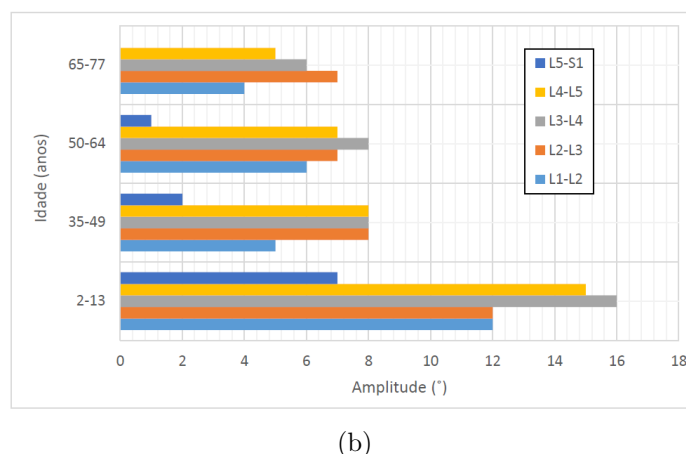
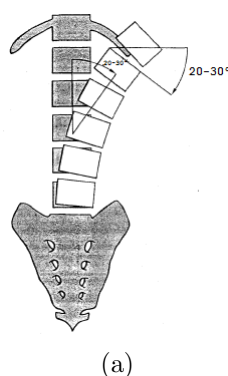


Figura 2.9: a) Amplitude média para o flexão lateral; b) Amplitude da flexão lateral em função da idade. (adaptado de (6))

O gráfico da figura 2.10 demonstra as amplitudes médias da rotação axial para cada nível do segmento lombar, em função da idade e do gênero. Como aconteceu com a análise dos movimentos anteriores, com o aumento da idade observou-se uma redução da amplitude, verificando valores máximos para idades até 12 anos. Os valores das amplitudes mais baixos resultam para as idades compreendidas entre os 36 e os 60 anos, sendo a amplitude total mais baixa igual a 12,25° para a mulher com 60 anos. De acordo com os dados do gráfico, o nível com maior mobilidade é nível L5-S1, onde apresenta uma amplitude igual a 5,75° para a idade até 1,5 anos, seguindo-se do nível L1-L2 com 5,5° também para a mesma idade. (7)

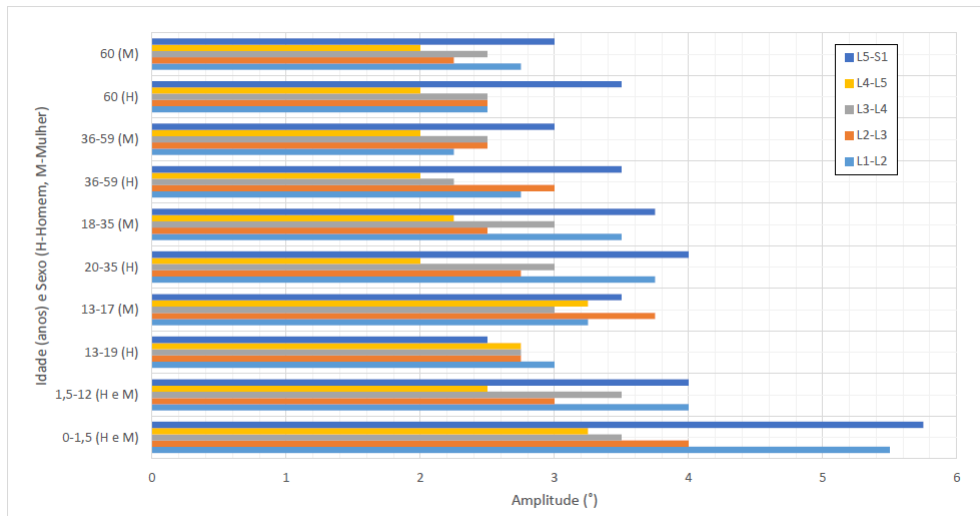


Figura 2.10: Amplitude média para cada nível em função da idade e sexo (adaptado de (7))

2.3.2 Cargas e momentos na coluna Lombar

As cargas na coluna resultam do próprio peso do corpo, da atividade muscular, da tensão exercida pelos ligamentos e da aplicação de forças externas. As cargas nos vários níveis da coluna podem ser calculadas usando vários métodos, como por exemplo, a utilização do diagrama de corpo-livre para forças coplanares. Também pode ser aplicado um outro método, em que consiste no cálculo das forças através da medição direta da pressão nos discos intervertebrais, em que para o efeito é introduzido no núcleo pulposo, um medidor de pressão. Esta técnica foi aplicada em vários estudos com o objetivo de medir as pressões nos discos intervertebrais e calcular o valor das forças resultantes nas várias posições do corpo (8)(23). Um destes estudos foi realizado por Sato, publicado em 1999, com o objetivo de estudar a influência da degeneração do disco na pressão nos discos intervertebrais, calcular as cargas no disco intervertebral do disco do nível L4-L5 e por último, avaliar a relação entre as cargas da coluna com o movimento do segmento lombar. Para a realização deste estudo, foi introduzido um medidor de pressão no núcleo pulposo do nível L4-L5 em 8 pacientes saudáveis e em 28 pacientes com dores contínuas ou dores ciáticas nas costas. Os pacientes foram avaliados em várias posições: corpo deitado de bruços; corpo deitado de lado; corpo na posição ereta e relaxada; e por último, o corpo sentado com as costas eretas. O cálculo do valor da força no disco intervertebral dos pacientes para as várias posições, foi calculado com base na relação do ângulo entre as duas vértebras do segmento selecionado para o estudo. (23)

Os resultados do estudo demonstraram que com o aumento do grau de degeneração do disco, a pressão intradiscal reduziu. Com os valores das pressões dos discos intervertebrais dos pacientes saudáveis, foram calculadas as forças na coluna usando a área transversal do disco, isto é, 16cm^2 . As forças calculadas resultaram em 144N para a posição do corpo deitado de bruços, 240N para a posição do corpo deitado de lado, 800N para o corpo na posição ereta e relaxada e por fim, 996N para o corpo sentado com as costas eretas. Outra observação verificada no estudo relaciona-se com o facto de as cargas aumentarem nas situações em que o corpo se encontrava inclinado para a frente ou para trás. Um dado importante retirado do

estudo, encontra-se relacionado com o ângulo do segmento em função da posição do corpo, isto é, a força resultante da posição ereta e relaxada do corpo é dependente do ângulo do segmento. Os movimentos da coluna consequentes da flexão para a extensão, provocam uma mudança na carga na coluna, resultando numa equação quadrática para o cálculo da força. Esta correlação entre o ângulo do segmento e a força não foi verificada quando o corpo encontrava-se sentado. (23)

A técnica de medição de pressões nos discos intervertebrais utilizada no último estudo, foi também implementado num outro estudo, realizado por Wilke e publicado também em 1999, com o objetivo de medir a pressão intradiscal para complementar os dados obtidos em trabalhos realizados por Nachemson nos anos 60's, pioneiro no estudo da pressão intradiscal, com medições dinâmicas e a longo-termo sobre várias atividades e posições. O estudo consistiu na introdução de um medidor de pressão no disco do nível L4-L5 de um paciente masculino com 45 anos de idade e com 70kg. O registo das pressões foi realizado com um sistema de telemetria durante 24 horas para várias posições, como por exemplo, deitado, sentado num cadeira, caminhar, jogar ou carregar objetos. Os valores obtidos encontram-se apresentados na tabela 2.1. (8)

Tabela 2.1: Pressão intradiscal para diferentes posições e atividades (adaptada de (8))

| Posição | Pressão(MPa) |
|---|--------------|
| Deitado de bruços | 0,1 |
| Deitado de lado | 0,12 |
| Em pé, relaxado | 0,5 |
| Em pé, com tronco inclinado | 1,1 |
| Sentado, sem apoio lombar | 0,46 |
| Sentado com o tronco inclinado para a frente | 0,83 |
| Sentado com tronco inclinado e apoiado no apoio lombar da cadeira | 0,3 |
| Levantar um objeto de 20kg com o tronco fletido | 2,3 |
| Levantar um objeto de 20kg com joelhos fletidos | 1,7 |
| Segurar um objeto de 20kg junto ao corpo | 1,1 |
| Durante o sono (período de 7 horas) | 0,1 - 0,24 |

O diagrama da figura 2.11 apresenta uma comparação entre os dados obtidos para os estudos realizados por Nachemson's (1970) e por Wilke (1999), em que para ambos os trabalhos, o peso dos indivíduos foi igual a 70kg e o objeto usado por Nachemson's tinha um peso igual 10kg e o objeto usado por Wilke pesava 20kg. Comparando os resultados dos dois estudos, observou-se uma boa relação na comparação do corpo quando encontra-se deitado de barriga para cima e quando encontra-se em pé relaxado, em que a pressão intradiscal corresponde a 20% para o estudo realizado por Wilke (1999) e 24% para o estudo de Nachemson's (1970). Na elevação de um objeto com 20kg com o tronco inclinado e as pernas retas, os dados de Nachemson's apontam um aumento de 4 vezes da pressão e Wilke aponta um aumento de 4,5 vezes em relação à postura do corpo quando encontra-se em pé e relaxado. Mas quando a análise foi realizada para a elevação do objeto com o tronco reto e a pernas fletidas, observou-se uma redução de cerca 25% em relação à postura do corpo quando levanta o mesmo objeto mas com o tronco inclinado e com as pernas retas. Relativamente à mesma posição, observou-se uma redução de aproximadamente 2 vezes menos quando o corpo segura o mesmo objeto

junto ao corpo. (8)

Os valores obtidos da pressão intradiscal no estudo de Wilke (1999) demonstraram um aumento em cerca de 10% para posição do corpo sentado com a costas retas comparativamente com a postura ereta do corpo, isto devido a um aumento da atividade muscular. Mas quando o corpo se encontrava sentado com o tronco inclinado e apoiado na cadeira, a pressão diminuiu em cerca de 50%, devido à transferência de carga para o apoio lombar da cadeira. Por último, uma observação geral retirada dos estudos encontra-se relacionada com o facto de a pressão nos discos intervertebrais aumentar tanto para o corpo na posição ereta e relaxada, como para quando o corpo encontra-se sentado. (8)

Ainda no estudo de Wilke (1999), analisou-se a pressão intradiscal para a situação de um individuo dormir por um período de 7 horas e verificou-se um aumento da pressão no disco, isto é, aumentou de 0,1MPa para 0,24MPa , provavelmente devido à reidratação do disco intervertebral (8), ou seja, devido à sua característica hidrófila (6).

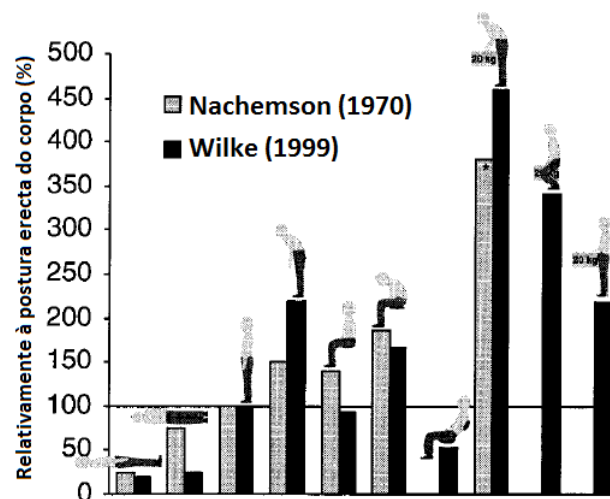


Figura 2.11: Comparação dos resultados obtidos por Nachemson's (1970) e Wilke (1999) de várias posições relativamente à postura ereta do corpo (adaptado de (8))

Os movimentos de flexão-extensão, flexão lateral e rotação também influenciam a pressão intradiscal, como é demonstrado nos diagramas da figura 2.12. Os diagramas representam o comportamento da pressão intradiscal para cada disco em função da amplitude para cada tipo de movimento, resultando da aplicação de um momento igual a $\pm 3,75$ Nm para três ciclos consecutivos no plano sagital, frontal e transversal (9). Na análise dos dados, verificou-se que com o aumento da amplitude do movimento, a pressão nos discos intervertebrais também aumenta, sendo o movimento com flexão lateral aquele que apresenta maiores valores de amplitude e a pressão intradiscal alcança valores na ordem dos 0,15 MPa, seguindo do movimento flexão-extensão, que apesar de demonstrar valores máximos de amplitude inferiores consegue alcançar para o disco D2 um valor de pressão de aproximadamente igual a 0,16 MPa. E por último, a rotação axial apresenta valores máximos de pressão de aproximadamente igual a 0,13 MPa. (9)

Quando a coluna lombar se encontra saudável, são as zonas anteriores da coluna que suportam grande parte das cargas. A figura 2.13 representa a distribuição das cargas resultante da aplicação de uma força de compressão igual a 2kN na coluna, para o corpo na posição

ereta e relaxada. A figura compara a distribuição das cargas para a coluna saudável e para a coluna com degeneração do disco. Para a situação da coluna saudável, a região posterior da coluna suporta apenas 8% da carga aplicada, sendo que 92% da carga é suportada pela região anterior e intermédia da coluna (10). Devido a vários fatores como a idade, desidratação do núcleo pulposo e lesões no disco, estes problemas podem provocar degeneração do disco afetando a sua altura (44), levando a que ocorra uma alteração na distribuição das cargas na coluna. Analisando a figura 2.13, verificou-se que a coluna com o disco degenerado, a região posterior passou a suportar mais carga, ou seja, passou de 8% para 40% da carga aplicada, cerca de 5 vezes mais. Na região anterior a distribuição de carga reduziu de 44% para 19%, cerca de 2,3 vezes menos. (10)

Como referido anteriormente, as cargas elevadas aplicadas na coluna são derivadas de forças externas, como por exemplo, levantar objetos pesados. Os valores máximos das cargas que a coluna consegue aguentar, ainda não são definidos. Mas estudos como os de Eie (1966) demonstraram que as forças de compressão máximas que as vértebras lombares adultas conseguem aguentar antes de ocorrer algum tipo de rotura, podem ir de 5000N até 10000N. Mas o estudo realizado por Hutton & Adams (1982) reportou que a rotura das vértebras poderia ocorrer para cargas inferiores a 5000N ou superiores a 10000N (36)(45). Relativamente aos momentos de flexão e de corte, Osvalder (1990) verificou que o segmento lombar consegue aguentar 620Nm para o momento fletor e 156Nm para o momento de corte antes de ocorrer ao tipo de rotura no segmento (36). No mesmo estudo, foi mencionado que o ângulo de flexão máximo entre duas vértebras foi 20° com 9mm de deslocamento horizontal (36).

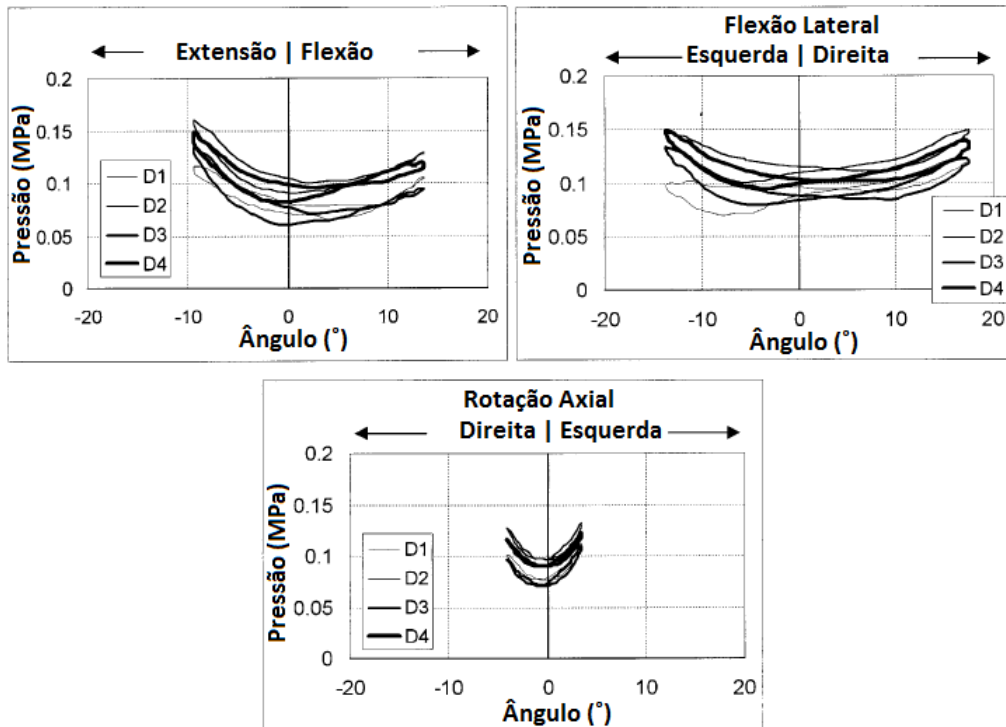


Figura 2.12: Pressão intradiscal média para os discos D1 (mais superior), D2, D3 e D4 (mais inferior) na coluna lombar. (adaptado de (9))

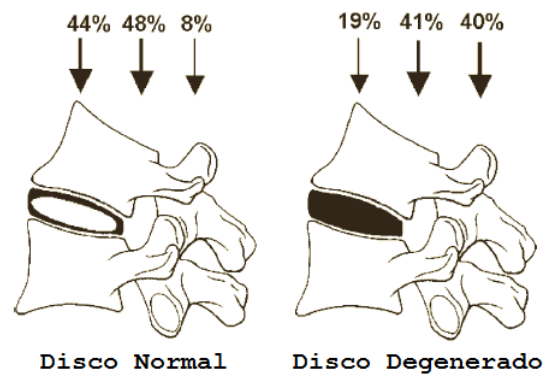


Figura 2.13: Distribuição da carga para a postura ereta da coluna (adaptado de (10))

Capítulo 3

Patologias e Tratamentos

3.1 Introdução

Dores na coluna são uns dos sintomas mais comuns que afetam entre 70 a 85% da população. Quando a dor dura mais que três meses, a dor passa a denominar-se por crônica e atinge cerca de 23% da população, sendo a causa mais comum que leva à limitação de pessoas com menos de 45 anos (29). Para compreender o que provoca estes sintomas, neste capítulo foram abordadas algumas das patologias mais comuns na coluna lombar, onde foi realizada uma breve descrição dos problemas, das suas causas e seus sintomas. Foi também mencionado alguns tratamentos aplicados às patologias expostas, referindo alguns tratamentos não-cirúrgicos e cirúrgicos (artrodese e artroplastia).

3.2 Patologias

A região lombar da coluna vertebral é uma das zonas do corpo humano que é mais suscetível a problemas, sendo esses problemas uns dos maiores motivos para procura de ajuda médica. As patologias podem classificar-se em lombalgia e lombociatalgia. A lombalgia caracteriza-se por ser uma dor mecânica, que é "localizada entre a parte mais baixa do dorso (última costela) e a prega glútea" surgindo depois de um elevado esforço físico. A lombociatalgia caracteriza-se por ser uma dor na zona lombar que propaga-se para as nádegas e para os membros inferiores.(34)

A lombalgia e a lombociatalgia dividem-se em dor primária e secundária, podendo ou não ter envolvimento neurológico. Podem resultar devido a:

- Causas mecânico-degenerativas, ocorre quando o equilíbrio entre as partes anteriores e posteriores da vértebra é destabilizado devido as forças mecânicas, originando dor pela estimulação direta das raízes nervosas ou pela libertação de substâncias presentes no núcleo pulposo. Em cerca de 85% dos casos, a zona crítica é o disco intervertebral, originando assim discopatias. As discopatias consistem na diminuição da altura do disco, hérnias e fissuras. Estes problemas fazem com que a distribuição da carga seja alterada, passando a concentrar-se mais nas partes posteriores da vértebra e nos ligamentos. (34)
- Causas não mecânicas, podem classificar-se em inflamatórias, infecciosas ou metabólicas. As inflamatórias podem ser causadas por espondilite anquilosante, síndrome de Reiter, espondilite psoriásica e por espondiloartropatias associadas a doenças intestinais. Em

relação à infecciosa, temos a espondilodiscites infecciosas. Por fim, nas causas metabólicas surge a osteoporose, osteomalácia e hiperparatireoidismo, podendo originar fraturas nas vértebras que por sua vez, levarão a problemas biomecânicos na região lombar. (34)

- Causas psicossomáticas, resultam devido a problemas emocionais, que poderão influenciar no surgimento de lombalgias ou então, poderão agravar outros problemas já existentes. (34)
- Por último, a lombalgia e a lombociatalgia podem surgir devido a doenças sistémicas. (34)

3.2.1 Doença Degenerativa do Disco

A doença degenerativa do disco, como o nome indica, trata-se de um processo de degeneração do disco ao longo do tempo. Este problema é causado pelo envelhecimento natural do disco, apresentando alterações ao longo do tempo, com maior ou menor grau de degeneração (46).

A degeneração do disco surge devido ao facto de o disco intervertebral não possuir a capacidade de reparar lesões. A degeneração do disco é constituída por três estágios. O primeiro estágio (figura 3.1a) consiste numa disfunção significativa, originada por uma dor aguda resultante da lesão. No segundo estágio (figura 3.1b) ocorre uma instabilidade no segmento lesionado, fazendo com que o paciente apresente tendência para demonstrar ataques intermitentes de dores nas costas. Por último, no terceiro estágio (figura 3.1c) ocorre uma estabilização do segmento e o paciente começa a demonstrar menos episódios de dores.(47)

Este problema pode surgir devido a causas inflamatórias ou devido a uma instabilidade, originada por um anormal micro-movimento. As causas inflamatórias podem ser provocadas pela irritação das proteínas nas raízes nervosas. A instabilidade acontece quando o anel fibroso é comprimido e não consegue absorver o esforço de uma maneira eficaz, levando a um movimento da coluna. Estas duas causas quando combinadas, podem dar origem a dores contínuas na coluna lombar.(48)

A dor sentida pelo individuo não é provocada diretamente pela degeneração do disco mas pelos problemas que esta patologia provoca. Este sintoma caracteriza-se por (49):

- Centrar-se na região lombar, irradiando-se para a anca e para os membros inferiores;
- Dor contínua, podendo durar mais de seis semanas;
- Torna-se mais dolorosa quando indivíduo se encontra sentado do que quando anda ou está em pé;
- A dor é intensificada por certos movimentos, tais como flexão, torção ou levantamento de objetos;
- Apresentar dificuldades em caminhar, dormência e formigamento nas pernas.

A doença degenerativa do disco pode contribuir para o desenvolvimento de estenose espinal, osteoartrite, espondilolistese e hérnia (46).

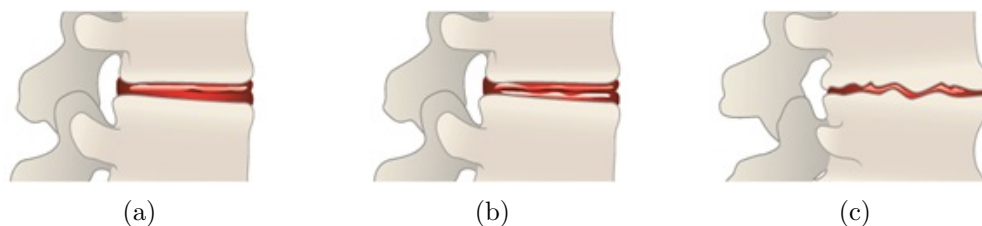


Figura 3.1: Fases da doença degenerativa do disco: a)Disfunção; b)Instabilidade; c)Estabilização.

(50)

3.2.2 Hérnia do Disco

A hérnia descreve-se pela migração do núcleo pulposo até aos limites externos do anel fibroso. Pode ser classificada em protusa ou em extrusa. A hérnia protusa ou protusão define-se pelo estado do disco antes do rompimento do anel fibroso, figura 3.2a, e a hérnia extrusa acontece quando o anel fibroso se rompe, figura 3.2b.(34)(51)

A hérnia surge devido ao desgaste dos discos intervertebrais, derivado do seu uso repetitivo. Pode também resultar do levantamento de grandes pesos, do excesso de peso do doente, causas genéticas ou então devido a acidentes. Os sintomas mais comuns passam por dores, dormência, fraqueza ou formigamento nas pernas, que podem ocorrer com ou sem dor lombar. (51)

A hérnia lombar acontece com mais frequência nos níveis L4-L5 e L5-S1, e por cada um destes níveis surgem alguns sintomas característicos devido à localização do problema. Quando a hérnia acontece no nível L4-L5 podem surgir sintomas como, fraqueza no tornozelo e no alongamento do dedo grande do pé. Também pode acontecer, dores e perda da sensibilidade no pé. Quando a hérnia surge no nível L5-S1, esta pode causar perda de reflexo do tornozelo e também pode causar sua fraqueza no ato de empurrar.(51)

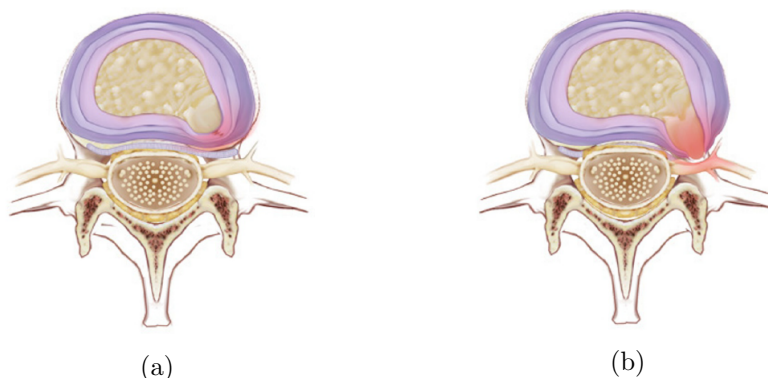


Figura 3.2: a)Protusão Discal; b)Hérnia Discal (11)

3.2.3 Espondilolistese

A espondilolistese consiste no deslizamento da vértebra superior em relação à vértebra adjacente inferior e afeta cerca de 5% da população (52). Esta patologia é causada pelo envelhecimento dos ossos, dos ligamentos e das articulações, o que faz com que permita uma

maior flexão, fazendo com que as vértebras deslizem no sentido anterior em relação à vértebra inferior. Geralmente ocorre nos níveis L3-L4 e L4-L5, sendo neste último o mais comum. (53)

Esta patologia pode apresentar vários graus de deslizamento, classificando em quatro graus. O grau 1 corresponde a um deslizamento até 25%, o grau 2 consiste num deslizamento entre 25% e 50%, o grau 3 corresponde a um escorregamento num intervalo igual a 50-75% e para o grau 4, o deslizamento é superior a 75%. No maior grau, grau 5, a vértebra superior encontra-se completamente deslizada em relação à vértebra inferior. A figura 3.3 demonstra os vários graus de deslizamento da espondilolistese. (12)

A espondilolistese classifica-se em displástica, ístmica, degenerativa, traumática e patológica (44)(54). A mais comum é a ístmica, que acontece devido a uma pequena fratura numa porção do osso que conecta duas articulações na zona posterior do segmento. A fratura surge devido a stress mecânico e normalmente ocorre em crianças entre os 5 e os 7 anos de idade. Os sintomas não desenvolvem até à idade adulta, para a maioria da população (55). Este problema costuma surgir em ginastas e em bailarinos de ballet (56). A displástica deriva de um defeito de formação, a degenerativa resulta de alterações adaptativas da coluna à medida que envelhece e a traumática é causada por acidentes ou quedas. Por fim, a patológica surge devido a tumores. (54)

Os sintomas da espondilolistese mais comuns estão relacionados com a dor lombar ou então com dores nas pernas. Podem surgir depressões da pele na região lombar, contração dos músculos da zona posterior da coxa, fazendo com que a flexibilidade na zona lombar diminua. Este problema pode também provocar dor noturna, emagrecimento, perda da força ou da sensibilidade nas pernas, sendo estes últimos sintomas menos comuns. (54) +(57)

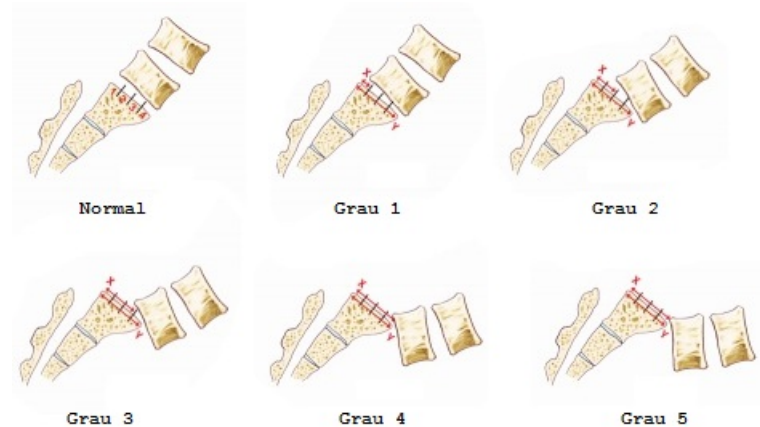


Figura 3.3: Evolução do deslizamento para a espondilolistese (adaptado de (12))

3.2.4 Estenose Lombar

A estenose lombar, figura 3.4, consiste no estreitamento do canal medular e surge maioritariamente devido ao envelhecimento natural ou devido ao desgaste progressivo das vértebras, associados a pequenos traumas ocorridos durante a vida. Uma das consequências da diminuição do diâmetro do canal medular, reside no facto de as raízes nervosas encontrarem-se mais sujeitas à compressão. (58)

Este problema clínico pode classificar-se em estenose congênita, devido a causas genéticas e em estenose degenerativa, provocada por alterações nos tecidos ósseos ou nos tecidos moles.

A estenose também pode surgir devido a tumores, situações traumáticas, excesso de fluoreto nos ossos ou devido a depósitos de cálcio nos ligamentos. (34)(59)(60)

Uns dos sintomas mais comuns é a claudicação neurogénica, "que pode estar associada a crises de lombalgia, com rigidez matinal e piora após repouso prolongado, em razão da osteoartrose das facetas articulares" (60).

A claudicação neurogénica caracteriza-se pela dor irradiada para os membros inferiores, associado com adormecimento das pernas. Uma das características do doente com estenose está no facto andar curvado para frente e caminhar pequenas distâncias, no seu dia-à-dia. Outros sintomas podem estar relacionados com alterações a nível intestinal, urinário e sexual. Estes sintomas surgem lentamente, fazendo com que o paciente acabe por ser adaptar. (60)

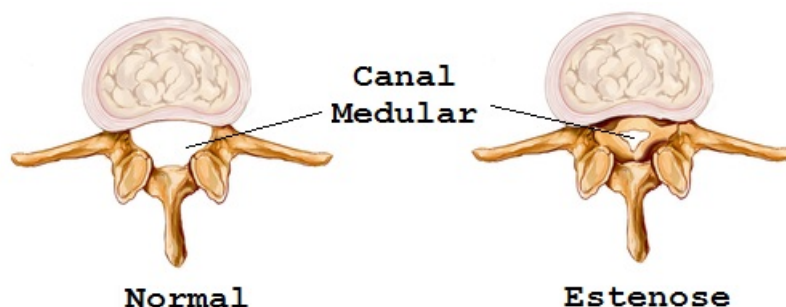


Figura 3.4: Vértebra normal vs. Vértebra com estenose (adaptado de (13))

3.2.5 Escoliose degenerativa

A escoliose degenerativa, figura 3.5, que ocorre geralmente na zona lombar, "é uma deformidade que ocorre numa coluna vertebral após total maturação e que apresenta uma curvatura maior que 10° no plano coronal quando medida pelo método de Cobb"(61). Ocorre na fase adulta e é também conhecida como escoliose "de novo" (61).

A escoliose degenerativa é classificada em tipo I, tipo II e tipo III. A do tipo I, escoliose degenerativa primária ou "de novo", situa-se na região toracolombar ou na região lombar. Gera-se na fase adulta e descreve-se como "uma degeneração assimétrica dos discos intervertebrais e facetas articulares"(61). A escoliose do tipo II, escoliose idiopática progressiva, acontece na zona torácica, toracolombar e lombar. Este tipo ocorre "antes da total maturação do esqueleto mas só se torna sintomática durante a vida adulta por razões mecânicas, ósseas e/ou degenerativas"(61). Por fim, a tipo III denominando-se como escoliose degenerativa secundária, pode ocorrer por disparidade do comprimento dos membros inferiores e situa-se na zona lombar ou lombossagrada. Também pode surgir por "doença metabólica óssea, sobretudo osteoporose, combinada com doença artrítica assimétrica e/ou fraturas vertebrais" (61).

Esta patologia surge devido à "degeneração assimétrica dos discos intervertebrais e facetas articulares" (61). Esta degeneração assimétrica faz com que ocorra uma distribuição deficiente das cargas no segmento, que por sua vez, irá originar uma má distribuição das forças por toda a coluna. Isto leva a que haja um "desenvolvimento de uma deformação assimétrica na coluna, que, por sua vez, vai conduzir a um agravamento da degeneração e distribuição de cargas assimétricas, criando-se assim o ciclo vicioso que leva à progressão da curvatura vertebral"(61).

Como já foi referido, a escoliose afeta os discos intervertebrais e as facetas articulares fazendo com que haja "perda ou atenuação da lordose lombar associada muitas vezes a alterações compensatórias pélvicas e ao nível da coluna torácica" (61).

Alguns problemas como a "doença degenerativa discal, a osteoporose, a osteoartrose, fraturas de compressão, estenose do canal vertebral, anomalias endocondrais e tropismos nas facetas articulares" (61) estão indicados como sendo uns dos motivos para o surgimento de escoliose degenerativa.

As dores que resultam deste problema resultam de inflamações que surgem devido à degeneração do disco ou das facetas (62).



Figura 3.5: Escoliose Degenerativa (14)

3.3 Tratamentos da coluna lombar

Para ajudar na resolução das patologias que podem surgir na coluna é necessário que seja realizado um diagnóstico correto e aplicado um tratamento apropriado. Os tratamentos podem classificar-se em não-cirúrgicos e cirúrgicos.

Quando a patologia encontra-se numa fase inicial ou numa fase mais avançada mas que ainda não seja necessária uma intervenção cirúrgica, são aplicados tratamentos não-cirúrgicos. Esses tratamentos passam pelo uso de medicação, anti-inflamatórios e analgésicos para aliviar a dor, podendo ser administrados sob forma de comprimidos ou injeções. Estes tratamentos podem passar também pela alteração do estilo de vida de cada paciente, onde pode ser implementada a prática de exercício físico, a mudança dos hábitos alimentares ou então o abandono do hábito de fumar. Também é possível recorrer a fisioterapia para ajudar aumentar a flexibilidade e a diminuir a dor, o mesmo acontece com a prática de exercício. Por último, tratamentos alternativos podem também ser usados na resolução dos problemas, como a acupuntura, tratamentos termais e a prática de yoga. (54)(63)(64)

Quando os tratamentos não cirúrgicos não resultam ou não é possível a sua aplicação, devido ao estado avançado das patologias, o tratamento passa pelo uso de técnicas cirúrgicas. Existem vários tipos de cirurgias, algumas podem ser pouco invasivas, permitindo uma recuperação mais rápida e existem outras que requerem uma maior invasão (64). Alguns exemplos

de cirurgias usadas no tratamento dos problemas na coluna passam pela fusão de vértebras adjacentes ou pela substituição do disco intervertebral danificado por um implante.

3.3.1 Artrodese

A artrodese consiste na fusão de duas ou mais vértebras adjacentes, usando um enxerto ósseo para unir as vértebras, eliminando assim articulação danificada. Com a fusão das vértebras, a mobilidade do segmento ficava reduzida (65). O enxerto ósseo pode apresentar várias origens entre as quais, do próprio paciente (autólogo), retirado de um cadáver (heterólogo), origem biológica, mineral ou então de origem sintética (cerâmico) (65).

Para aceder ao disco danificado, a artrodese disponibiliza quatro vias de acesso e em função da via escolhida, artrodese pode denominar-se por:

- Artrodese lombar anterior

A artrodese lombar anterior (figura 3.6) é realizada por abordagem anterior onde a incisão é feita no abdómen. Esta técnica foi realizada pela primeira vez em 1932, por Norman Capener no tratamento de espondilolistese (44). Esta abordagem permite obter uma boa visualização e um bom acesso à zona anterior da coluna para a realização de uma boa discotomia, isto é, remoção do disco intervertebral e também permite um melhor acesso para a colocação do enxerto ósseo (44).

Esta abordagem é normalmente realizada como procedimento único, podendo em alguns casos de instabilidade ser necessário realizar outra cirurgia a nível posterior, para a colocação de hastes e parafusos pediculares para aumentar a fixação dos elementos posteriores da coluna. Com esta complementação cirúrgica, o tempo da cirurgia aumenta e por conseguinte, a morbilidade e o tempo de internamento, o que pode ser uma desvantagem, mas permite uma rápida progressão da fusão das vértebras.(18)(44)

A artrodese por via anterior pode originar algumas complicações pós-operatórias tais como, lesões vasculares, infeções superficiais, traumas urológicos, ejaculação retrógrada e danos nos músculos abdominais. Outras complicações que podem surgir e que prejudicam a fusão, é o caso da migração do enxerto ou o seu colapso, sendo estas complicações comuns a todas abordagens da artrodese.(44)

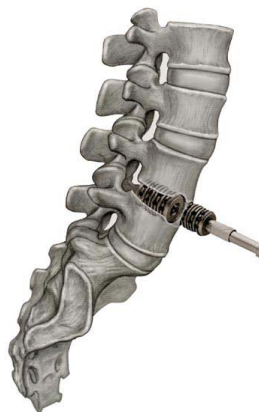


Figura 3.6: Artrodese lombar anterior (15)

- Artrodese lombar posterior

Esta técnica consiste numa abordagem posterior em que a incisão é realizada no eixo dorsal da coluna lombar. Nesta abordagem são removidas as partes posteriores da vértebra, para expor as raízes nervosas e a zona lateral do espaço intervertebral (16), figura 3.7. A artrodese com este tipo de abordagem foi realizada pela primeira vez em 1944 por Briggs e Milligan, em que aplicaram fragmentos ósseos resultantes da laminectomia como enxerto ósseo no espaço que foi destinado ao disco. Em 1946, Jaslow alterou a técnica pela colocação no espaço do disco, uma porção do osso do processo espinhoso. Em 1953, Cloward decidiu usar enxertos do osso ilíaco, fazendo assim aumentar o sucesso da artrodese. (16)

Apresenta como vantagens, a descompressão posterior das raízes nervosas e fixação do segmento na mesma operação (16).

- Artrodese lombar Transforaminal

A abordagem transforaminal consiste também num acesso posterior, mas a incisão é realizada num eixo mais lateral do dorso, isto para permitir uma melhor visualização da zona lateral do segmento da coluna que encontra-se danificado, figura 3.7. É realizada uma laminotomia unilateral e uma facetomia parcial no lado da coluna onde se encontram os sintomas ou anormalidades anatómicas. São introduzidas hastes e parafusos pediculares para ajudar na estabilidade, obtendo ao mesmo tempo uma melhor visualização da região da coluna (16). A artrodese por abordagem transforaminal foi aplicada pela primeira vez em 1982, por Harms e Rolinger, que usaram um enxerto ósseo dentro de uma malha de titânio e colocaram por via transforaminal no espaço intervertebral.(16)

Esta técnica tem como vantagens a possibilidade de limitar a ocorrência de alguma lesão intra-operatória ou nervosa. A escolha da realização de facetomia e a laminotomia parciais, permite que as facetas e as lâminas não sejam totalmente removidas. (16)

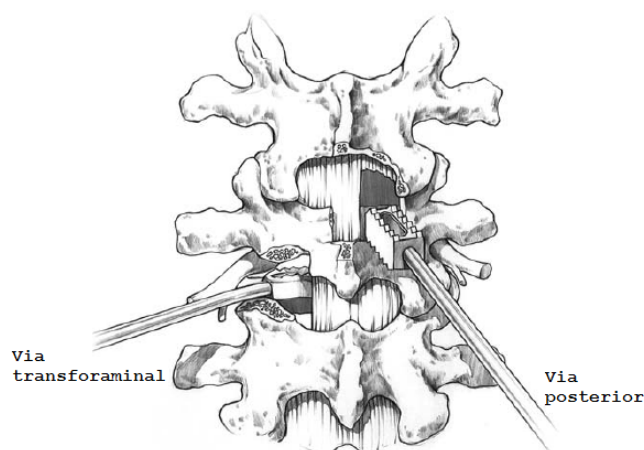


Figura 3.7: Artrodese lombar posterior e transforaminal (16)

- Artrodese lombar extreme-lateral

A artrodese lombar extreme-lateral (figura 3.8) é uma técnica cirúrgica com uma abordagem lateral o que faz com que seja menos invasiva que as abordagens referidas anteriormente, permitindo assim que ocorra menos lesões nos tecidos durante a cirurgia, diminuição da dor depois da operação, menos dias de internamento e permite um retorno à rotina num curto prazo (66).

Esta técnica cirúrgica não pode ser aplicada a todos problemas que possam resolver-se com artrodese com outras abordagens, como por exemplo, não é aplicável na resolução de patologias no nível L5-S1 e em alguns casos no nível L4-L5 (67).

Os riscos ou complicações que podem advir da artrodese lateral podem ser: dor persistente ou contínua após cirurgia, falha da fusão, infecção, fraqueza muscular, lesões vasculares ou neurológicas, infecção urinária, pneumonia e dor região de colheita do enxerto ósseo (68).

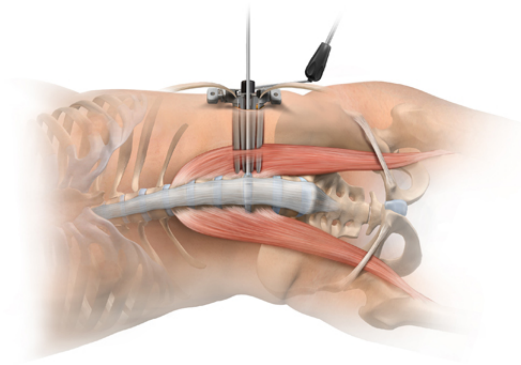


Figura 3.8: Artrodese lombar extreme-lateral (17)

3.3.2 *Cages*

Para aumentar a fiabilidade da artrodese foram desenvolvidos no início dos anos 80, instrumentação que permitiu melhorar o tratamento das patologias. Foram desenvolvidos implantes, denominados por *cage*, que consistem numa estrutura metálica, sintética ou biológica (fragmento de osso) que ajudam a posicionar e a fixar o enxerto ósseo entre as vértebras (44). Entre as *cages* metálicas desenvolvidas, pode-se encontrar (18)(16):

- *BAK Cage*: é uma *cage* com uma estrutura cilíndrica, porosa, roscada, oca e de titânio. Pode ser aplicada na artrodese por abordagem anterior e posterior. (Figura 3.9a)
- *Ray Threaded Fusion Cage*: como a *BAK cage*, é uma estrutura cilíndrica, oca, roscada, porosa e de titânio e pode ser aplicada por abordagem anterior e posterior. (Figura 3.9b)
- *LT- Cage Lumbar Tapered Fusion Device*: apresenta uma estrutura trapezoidal permitindo assim uma área de superfície maior para o crescimento do osso. Esta configuração estrutural permite facilitar a restabelecimento da lordose. Esta *cage* é usada apenas por abordagem anterior. (Figura 3.9c)
- *Inter Fix Threaded Fusion Device and the INTER FIX RP Threaded Fusion Device*: são *cages* cilíndricas e de titânio com orifícios nas estruturas e podem ser aplicadas por abordagem anterior e posterior. (Figura 3.9d)

- *Harms Cage*: é uma malha de titânio com uma configuração de diamante para aumentar a área para o enxerto ósseo e permitir uma melhor distribuição de carga. Apresenta uma estrutura com 1mm de espessura para ter uma boa resistência axial. A *cage* pode ser usada na abordagem anterior e posterior. (Figura 3.9e)

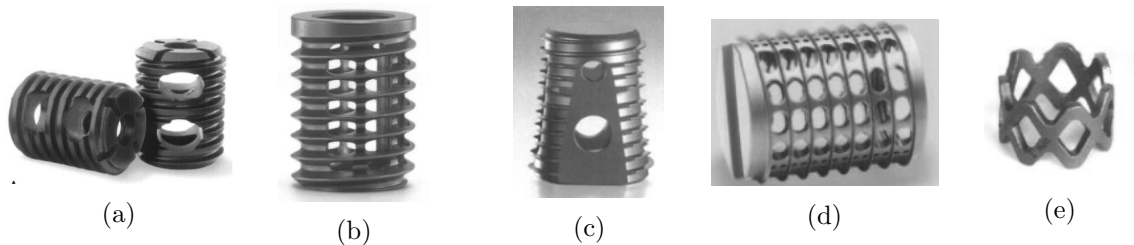


Figura 3.9: *Cages* Metálicas: a) *BAK Cage*; b) *Ray Threaded Fusion Cage*; c) *LT- Cage Lumbar Tapered Fusion Device*; d) *Inter Fix Cage*; e) *Harms Cage*. (18)

As *cages* sintéticas são constituídas por materiais compósitos com propriedades biomecânicas similares às do osso cortical o que permite uma melhor fusão das vértebras e também tem a vantagem de poder ser maquinado para várias formas e tamanhos. Como exemplos de *cages* sintéticas, tem-se (18)(16):

- *PEEK Cage*: implante cujo material é o polietereetercetona e em função da sua configuração geométrica pode ser colocado em qualquer abordagem. (3.10a)
- *JAGUAR I/F Cage*: é um implante de polímero reforçado por fibra de carbono. É comum apresentar-se com uma forma retangular. É normalmente aplicado na abordagem anterior. (3.10b)
- *Boomerang II Device*: apresenta um forma biconvexa permitindo assim uma maior abertura para a colocação do enxerto ósseo. É usado na abordagem transforaminal. (3.10c)

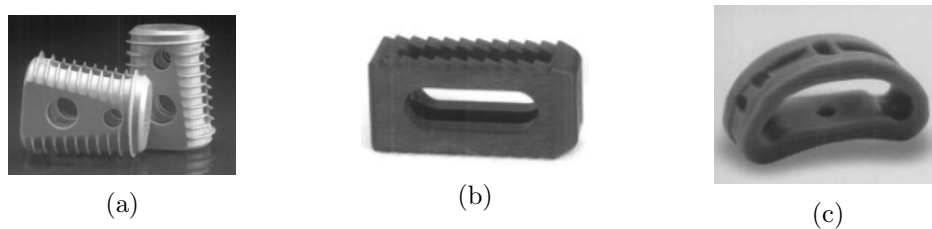


Figura 3.10: *Cages* Sintéticas: a) *PEEK Cage*; b) *JAGUAR I/F Cage*; c) *Boomerang*. (18)

3.3.3 Artroplastia

A artroplastia lombar é uma cirurgia que se realiza na coluna lombar em alternativa à artrodese, com o objetivo de substituir o disco intervertebral danificado por um disco artificial, permitindo assim restaurar a altura entre as vértebras, a estabilidade do segmento e a curvatura da lordose e também preservar o movimento (33). Alguns aspetos devem ser

conhecidos antes da tomada de decisão para aplicar a artroplastia como solução do problema e para tal é necessário um bom diagnóstico. A artroplastia não deve aplicada em pacientes que apresentem determinados problemas, como infecções cirúrgicas, osteopenia ou osteoporose, estenose espinal, espondilolistese, escoliose, fraturas nas vértebras, doença articular das facetas ou gravidez. Casos de pacientes com obesidade mórbida ou com alergia aos materiais usados no implante não devem ser recomendados para a cirurgia.(69)(70)

Esta técnica caracteriza-se por uma cirurgia altamente invasiva e arriscada, e implica um grande acesso à coluna. Devido a estas características, a artroplastia pode apresentar alguns riscos, tais como (70):

- Problemas com o dispositivo, isto é, mal posicionamento, deslocamento ou migração do implante para o interior do corpo da vértebra, o que pode levar à redução da altura do espaço intervertebral, à rotura ou desmontagem do dispositivo;
- Necessidade de outra cirurgia para remover o dispositivo;
- Deterioração do estado neurológico;
- Alteração do alinhamento da coluna originando o aparecimento de espondilolistese, mudança na lordose ou instabilidade de coluna;
- Degeneração das partes posteriores da vértebra ou de discos adjacentes;
- Surgimento de estenose espinal;
- Perda de osso;

O tempo médio de internamento é cerca de 3,5 dias (70).

Procedimento

O procedimento da artroplastia consiste nas seguintes etapas (71)(72):

- A incisão é feita no abdómen, realizando um pequeno corte;
- Os órgãos e os vasos sanguíneos são deslocados, para que se obtenha uma boa visualização do segmento lombar da coluna durante o processo. Esta etapa, geralmente é realizada por um cirurgião geral ou vascular.
- De seguida, retira-se o disco danificado.
- A zona do problema é preparada, de maneira a todas as zonas danificadas das vértebras sejam removidas. De seguida, a altura das vértebras é regulada de modo a que fique com a altura certa, utilizando instrumentação adequada e aliviando ao mesmo tempo os nervos, que encontravam-se comprimidos.
- A colocação do disco artificial é feita inicialmente pela colocação das placas terminais, sendo de seguida colocado o núcleo, com o auxílio de instrumentos especializados.
- Por fim, a incisão é fechada.

Implantes

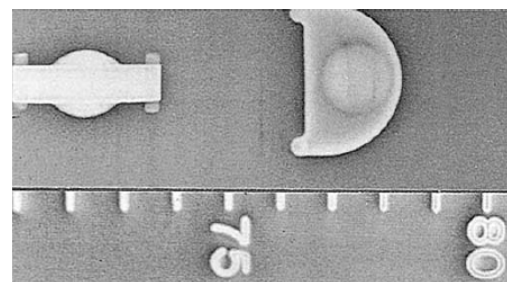
O desenvolvimento de implantes para artroplastia começou com Ulf Fernström no fim da década de 50, onde usou bolas de aço (figura 3.11a) como implantes e testou em 250 pacientes. A escolha de bolas de aço teve como objetivo tentar produzir um mecanismo de "articulação esférica" do disco (73). Foram reportados bons resultados a curto prazo, mas a longo prazo o implante apresentou falhas provocadas por cargas compressivas em excesso sobre as bolas. Esta situação ocorreu devido à pequena área de contato entre as superfícies planas das vértebras e a superfícies esféricas das bolas. As superfícies lombares não são completamente planas, isto fez com que surgisse concentração de tensões na zona de contacto entre a bola e a vértebra. Nos casos com um período de acompanhamento entre 4 a 7 anos, 88% dos casos perdeu a restauração da altura intervertebral.(74)

O primeiro implante elástico foi desenvolvido por Fassio. Este implante foi constituído por uma esfera semelhante às bolas de aço de Ulf Fernström e usando como material, elastómero de silicone, que é um material com uma boa absorção de impactos. A esfera era limitada por uma resina sintética incompressível, em forma de ferradura (figura 3.11b). Depois de realizados testes laboratoriais, em 1977, Fassio colocou o implante desenvolvido em três pacientes (73). Ao fim de 4 anos de seguimento, o implante migrou para o interior do corpo da vértebra dos pacientes. Outras implantações não foram realizadas ou relatadas. (74)

Steffee desenvolveu um novo dispositivo conhecido por Acroflex Disc. Este implante consistia em elastómero de silicone HP-100 entre duas placas revestidas com titânio (74). A primeira versão tinha as placas planas e tinha uma forma crescente que permitia a fixação no osso e foi aplicado em 11 pacientes. Uma segunda versão foi também criada, apresentando placas arredondadas e foi usada em 29 pacientes. Os 40 pacientes mencionados foram os únicos pacientes onde foram implantados este tipo de dispositivos (73). Isto deveu-se a falhas precoces do elastómero que foram demonstrados em TAC's, passados 1 ou 2 anos depois da colocação do implante (74).



(a)



(b)

Figura 3.11: a)Bolas de Aço desenvolvida por Fernstrom; b)Implante desenvolvido por Fassio (73)

Foram desenvolvidos muitos outros dispositivos, em que alguns deles não apresentavam condições para serem aplicados, outros foram aplicados mas os seus resultados não foram

favoráveis para a sua continuação e outros conseguiram obter excelentes resultados e foram aprovados pela FDA (Food and Drugs Administration), como por exemplo o Charité III e o ProDisc-L.(19)(73)

Charité

Surgiu no início da década 80 na Ex-Alemanha Oriental por Schellnac e Büttner-Janz o SB Charité e foi implantado pela primeira vez em 1984 por Zippel (73). O primeiro conceito do Charité, Charité I, foi baseado em próteses totais para a anca e para o joelho. O dispositivo consiste num núcleo de UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) com livre movimento, colocado entre duas placas côncavas de aço inoxidável (19). Como o núcleo não era fixo às placas, ele poderia imitar o comportamento do núcleo pulposo, adaptando o seu centro de rotação, podendo passar de uma posição anterior ou posterior para o ponto médio do implante, isto durante a extensão e a flexão (19)(33).

O Charité I, devido ao seu pequeno tamanho, levou a que a área de contacto das placas com o osso fosse pequena, fazendo com que ao longo do tempo gerasse concentrações de tensões na zona de contacto, provocando a migração do implante para o interior da vértebra. Este problema levou ao desenvolvimento de uma segunda geração do Charité, Charité II, onde foram adicionadas abas laterais às placas metálicas, com o objetivo de aumentar a área de contacto. Esta solução fez com surgisse fraturas por fadiga nas placas. (19)(74)

Para resolver os problemas causados pelas duas primeiras versões do SB Charité, foi desenvolvido em 1987 uma terceira versão, o Charité III (figura 3.12), que é atualmente usada. Esta versão surgiu com diferentes materiais nas placas, ou seja, as placas passaram a ser produzidas com ligas de cobalto-cromo-molibdénio (CoCrMo) e revestidas com titânio poroso e com um camada de fosfato de cálcio, para maximizar a integração óssea. O núcleo das versões antigas foi mantido nesta geração de implantes. (19)

A utilização do Charité III permite restaurar o movimento, preservar a cinemática e o centro do movimento intervertebral da coluna a níveis operacionais e adjacentes, comparativamente com outros dispositivos (19). Muitos estudos demonstram altas taxas de satisfação com o uso de implantes Charité na artroplastia lombar, como o caso de um estudo que acompanhou um grupo de pacientes durante 10 anos após a cirurgia, onde foi obtida uma taxa de sucesso igual a 90% (19).

O Charité foi aprovado pela FDA em 2004. (19)

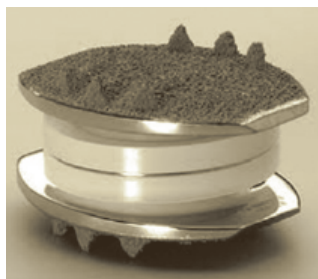


Figura 3.12: Charité III (19)

ProDisc-L

Nos últimos anos da década de 80, Marnay desenvolveu o primeiro protótipo do ProDisc I e passado pouco tempo após a sua introdução, foi desenvolvido o ProDisc II (figura 3.13). O ProDisc consiste em duas placas de liga de cobalto-cromo-molibdênio (CoCrMo) revestida por titânio poroso, com uma quilha em cada placa para permitir uma boa fixação no osso. O núcleo do implante é constituído pelo material UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) e diferencia-se do núcleo do Charité pelo facto de encontrar-se fixo à placa inferior, fixando assim o centro de rotação. Este implante apresenta-se com três alturas, dois tamanhos e 2 ângulos lordose. (19)(74)

Relativamente à quilha, que é um prolongamento vertical presente na face externa das placas, atualmente, apresenta dimensões inferiores às dimensionadas inicialmente, isto porque, quando as placas eram colocadas, isto levava por vezes ao surgimento de fraturas nas vértebras. Devido a este problema, houve a necessidade de desenvolver um implante em que tivesse uma quilha mais pequena. (19)

Marnay aplicou pela primeira vez o ProDisc I no início dos anos 90's e em 1999 aplicou o ProDisc II. Com a aplicação do ProDisc I, Marnay registou excelentes resultados seguindo casos entre oito a dez anos (33). Complicações reportadas consistem na fratura do corpo da vértebra, subsidência ou mau posicionamento do implante e dores radiculares (33).

O Prodisc foi aprovado 2006 pela FDA (19).

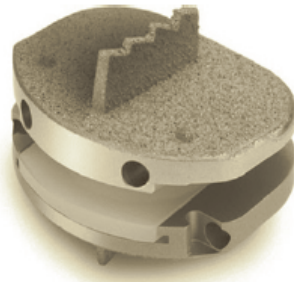


Figura 3.13: ProDisc-L (19)

Capítulo 4

Modelo de Elementos Finitos

4.1 Introdução

Neste capítulo, um dos objetivos foi desenvolver modelos numéricos de elementos finitos que representassem três tipos de condições do segmento lombar L3- L5: condição intacta, artroplastia a um nível e a dois níveis, para posteriormente serem usados em testes de simulação numérica. Nos estudos dos modelos desenvolvidos que replicavam a artroplastia, foram considerados dois tipos de situações clínicas, uma representativa da situação clínica da coluna lombar logo após a operação, considerando o contacto entre o implante e o osso adjacente com atrito e outra representativa da situação clínica da coluna lombar a longo termo, considerando o implante completamente osteointegrado com o osso, sendo neste caso, o contacto entre o implante e o osso considerado como rigidamente ligado. Estes modelos tridimensionais foram gerados com o recurso a imagens de TAC da coluna lombar de um indivíduo sem patologias. O estudo foi realizado para duas cargas compressivas distintas, onde cada uma delas representava uma posição do corpo. Com os modelos numéricos simulados, foram analisadas as deformações principais máxima e mínimas resultantes nas vértebras, por forma a identificar as zonas mais críticas, e eventualmente associadas ao risco de dano ósseo por efeito de sobrecarga localizada, ou seja, zonas com potencial de fratura, e as regiões onde ocorreu uma redução substancial das deformações, estando este efeito associado à perda de densidade óssea por efeito de stress-shielding, quando comparados com os valores obtidos no modelo intacto do segmento.

4.2 Materiais e Métodos

4.2.1 Geração dos Modelos Geométricos

Segmentos ósseos

Para desenvolver os modelos geométricos, recorreu-se a um software de tratamento de imagem médica para obter os modelos tridimensionais das vértebras lombares. Para que as vértebras tivessem as características anatómicas adequadas, foram utilizadas imagens de um exame TAC do segmento a estudar, disponibilizado pelo centro CENTAC (Centro de Tomografia Computorizada de Aveiro, LDA), Aveiro. O software adotado, foi o InVesalius 3.0, que é um software livre que permite a reconstrução de imagens oriundas de exames TAC

e de ressonâncias magnéticas (75). A figura 4.1, demonstra algumas imagens retiradas do TAC obtido.

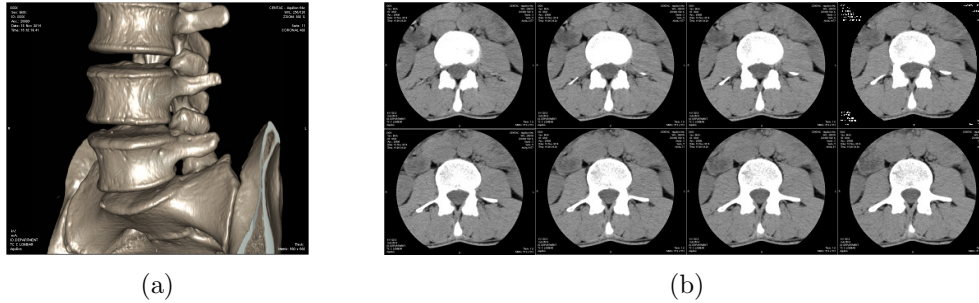


Figura 4.1: a) Modelo 3D do segmento lombar; b) Imagens de uma vértebra no plano longitudinal. Ambas as imagens são provenientes do TAC adquirido.

As imagens provenientes do TAC adquirido representavam o segmento L3-S1. Para o estudo foi necessário apenas a informação relativa ao segmento L3-L5, então das imagens médicas obtidas foram selecionadas aquelas que correspondiam a cada vértebra do segmento pretendido. Cada vértebra foi tratada individualmente e as imagens selecionadas encontravam-se ao longo do eixo longitudinal. Após a seleção das imagens para a reconstrução do segmento, no programa foi necessário selecionar o valor limiar, isto é, selecionar a opção "osso" para que, apenas as zonas ósseas presentes nas imagens surgirem sobressaídas, como se verifica na 4.2a. De seguida, para obter o modelo 3D de cada vértebra, as zonas que não pertenciam à área de interesse foram apagadas e pintou-se as regiões que poderiam estar em falta, criando por fim uma superfície 3D de cada vértebra pretendida, 4.2b.

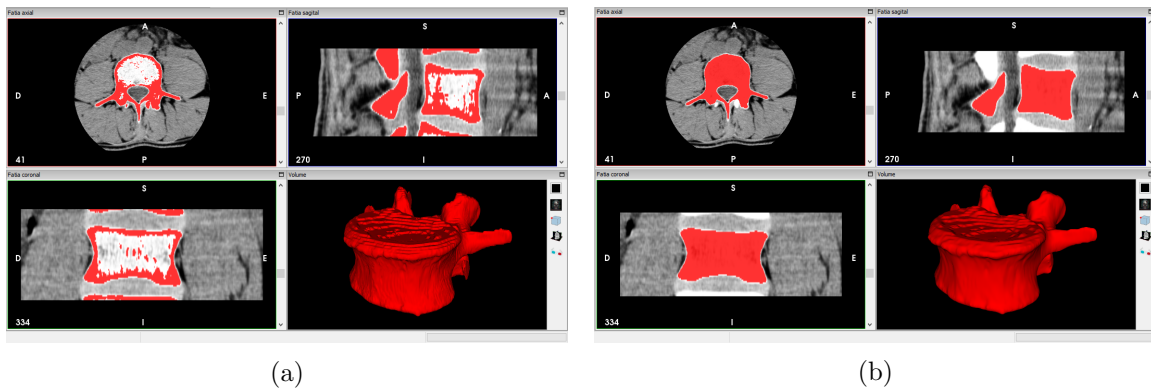


Figura 4.2: a) Vértebra L4, antes do tratamento das imagens, com a representação dos planos; b) Vértebra L4, depois do tratamento das imagens. Ambas as imagens são provenientes do *software* InVesalius 3.0.

Após a obtenção dos modelos 3D pretendidos com as características anatómicas necessárias, os modelos foram exportados, em extensão STL, para outro software para criar o modelo CAD da coluna lombar para que, posteriormente fossem usados nos testes de simulação. O software usado para este fim, foi o CATIA V5 R19 (Dassault Systems, USA).

No programa CATIA V5 R19, foram importados os ficheiros com extensão STL de cada vértebra para o ambiente de trabalho do software e com estes modelos foram gerados modelos

de superfície com o formato geométrico dos modelos importados. Por último, os modelos de superfícies foram convertidos as modelos sólidos. A figura 4.3 representa as fases de conversão do modelo em extensão STL de uma vértebra para modelo sólido.

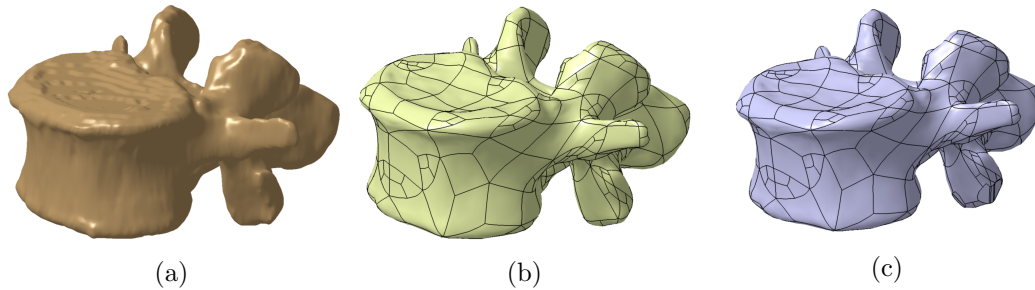


Figura 4.3: a)Modelo STL; b)Modelo Superfície; c)Modelo Sólido

Após a obtenção dos modelos geométricos das vértebras, procedeu-se à criação de duas estruturas geométricas distintas relativas ao osso cortical (periférico) e ao osso esponjoso (interior). A geração do osso cortical foi realizada com base na espessura média do osso externo das vértebras ou seja o osso de maior densidade. A espessura média considerada para o osso cortical, foi obtida com base na análise das imagens médicas de TAC. O valor médio da espessura considerado foi de 2mm para espessura no plano sagital e para espessura superior e inferior no plano frontal. Para a espessura lateral no plano frontal a espessura média foi 3mm. Complementarmente, o osso esponjoso foi gerado pela diferença de volumes relativamente ao volume do corpo da vértebra e ao volume do osso cortical. O modelo final da vértebra com o osso cortical e osso esponjoso encontra-se representado na figura 4.4.

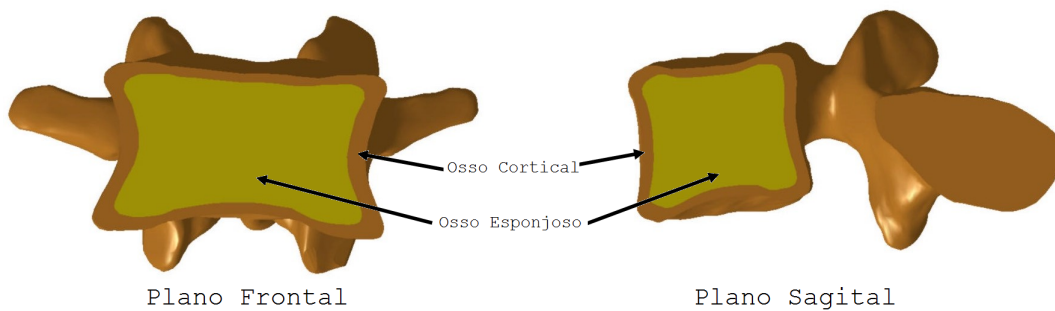


Figura 4.4: Representação do modelo geométrico da vértebra no plano frontal e sagital

Para formar os discos intervertebrais, figura 4.5, foi modelado um sólido com a forma aproximada de um cilindro, recortando posteriormente a parte superior e inferior com o auxílio de superfícies, que foram extraídas das faces inferiores e superiores das vértebras. Assim, obtiveram-se os discos com a altura pretendida e com as superfícies superiores e inferiores favoráveis à atribuição das condições de contacto. O núcleo foi obtido através de uma redução da área transversal, de modo que apresentasse cerca de 50% da área transversal do disco sem núcleo (26).

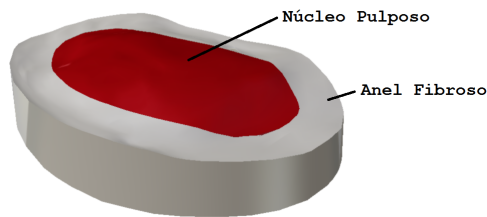


Figura 4.5: Modelo CAD do disco intervertebral

O implante escolhido para este trabalho foi o Prodisc-L (Synthes Spine, Paoli, PA), constituído por 3 componentes, isto é, duas bases metálicas em liga de cobalto-cromo-molibdénio (CoCrMo) com um prolongamento vertical em cada base, denominada por quilha, cujo objetivo é fixar o implante na vértebra. O terceiro componente é um núcleo de polietileno UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*). O modelo CAD do implante ProDisc-L (figura 4.6) usado nos modelos geométricos construídos para a situação da artroplastia, foi o mesmo usado em estudos biomecânicos realizados anteriormente, como o caso do estudo desenvolvido por Idalina Alcântara, publicado em 2011 (20).

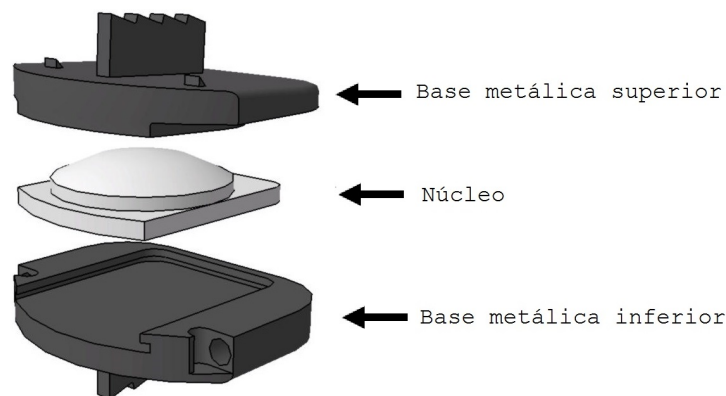


Figura 4.6: Modelo CAD do implante ProDisc-L

O modelo CAD que representa a situação nativa do segmento, figuras 4.7a e 4.7d, foi construído de acordo com as imagens médicas do TAC adquirido, isto é, os modelos geométricos gerados das vértebras L3, L4 e L5 foram montados de maneira a que as facetas das vértebras ficassem nos locais corretos e para que o segmento apresentasse a curvatura o mais próximo possível do modelo real. Entre os modelos das vértebras L3 e L4 e das vértebras L4 e L5 foram colocados os modelos correspondentes aos discos intervertebrais.

Para o caso do segmento com artroplastia a um nível, o modelo CAD desenvolvido resultou da alteração do modelo CAD para o caso nativo e para tal, no nível L4-L5 foi removido o modelo geométrico do disco intervertebral e de acordo com o guia cirúrgico [67], foram realizados cortes necessários na região inferior da vértebra L4 e superior da vértebra L5, para remover o material de modo a que fosse possível a introdução do implante no local correto. Após os cortes feitos, o modelo geométrico do implante foi introduzido entre os modelos das vértebras L4 e L5. Este modelo encontra-se demonstrado nas figuras 4.7b e 4.7e. Para o desenvolvimento do modelo CAD com dois implantes, foi usado o modelo CAD com um implante e aplicou-se o mesmo procedimento realizado para a colocação do implante no nível

L4-L5 para a inserção do segundo implante no nível L3-L4, obtendo assim o modelo para o terceiro caso de estudo. Este último modelo encontra-se representado nas figuras 4.7c e 4.7f.

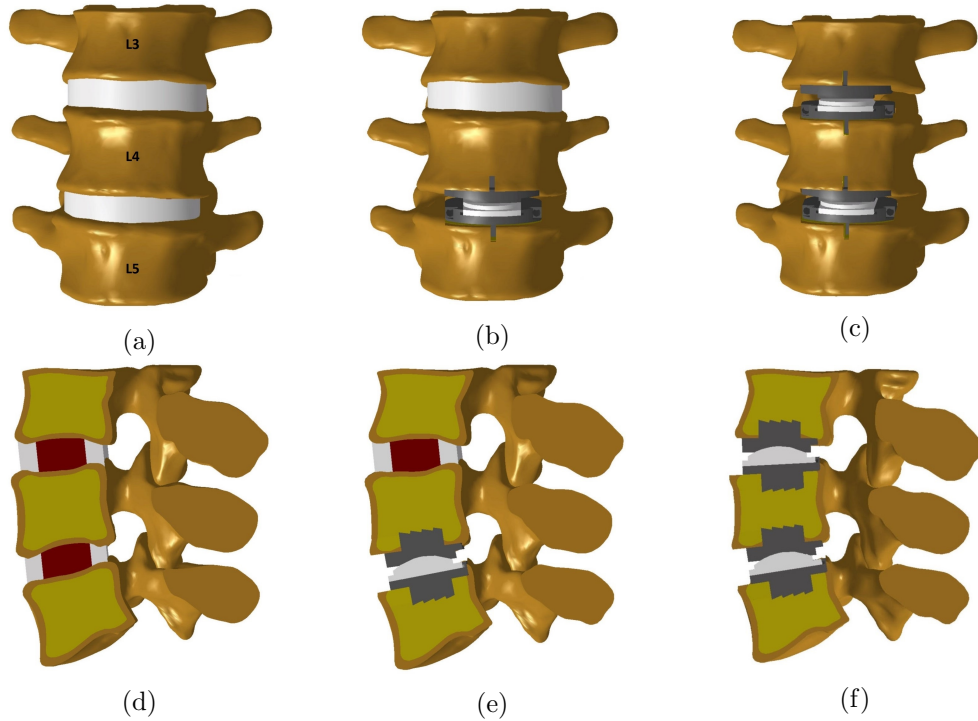


Figura 4.7: Plano Frontal: a)Modelo nativo; b)Modelo com 1 implante; c)Modelo com 2 implantes; Plano Sagital: d)Modelo nativo; e)Modelo com 1 implante; f)Modelo com 2 implantes.

4.2.2 Propriedades dos Materiais e Condições de Contacto

As propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos testes de simulação encontram-se apresentadas na tabela 4.1. O comportamento mecânico dos materiais aplicados foi definido como sendo isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos (20)(21)(22).

Tabela 4.1: Propriedades Mecânicas dos materiais dos componentes (20)(21)(22)

| | Componentes | Módulo de Young (MPa) | Coefficiente de Poisson (ν) |
|-----------------------------|-------------------------|-----------------------|-----------------------------------|
| Vértebra | Osso Cortical | 12×10^3 | 0,3 |
| | Osso Esponjoso | 100 | 0,2 |
| Disco Intervertebral | Anel Fibroso | 450 | 0,3 |
| | Núcleo Pulposo | 0,2 | 0,49 |
| Prodisc - L | Núcleo (UHMWPE) | 725 | 0,38 |
| | Placa Metálica (CoCrMo) | 214×10^3 | 0,3 |

As condições de contacto estabelecidas entre os componentes dos modelos segmentares desenvolvidos foram atribuídos em função da situação clínica a simular, isto é, foram estabelecidas duas situações clínicas para o estudo do segmento lombar sujeito a artroplastia. Assim, foram gerados modelos que representam o segmento lombar após a cirurgia, ou seja, representa a condição em que o implante ainda não se encontra osteointegrado no osso da vértebra. Para este caso, a condição de contacto entre o osso e as bases metálicas do implante foi considerado como contacto com atrito e com um coeficiente de atrito igual a 0,3 (21). A segunda situação clínica representa o implante já osteointegrado no osso, isto ocorre após decorrido um período de tempo depois da cirurgia. A condição de contacto definida para este tipo de situação, foi uma ligação rígida entre o implante e o osso. No modelo nativo, a condição de contacto entre os componentes foi considerada como sendo rigidamente ligados entre si. As condições de contacto estabelecidas entre os componentes dos modelos tridimensionais estão apresentadas na tabela 4.2.

Tabela 4.2: Condições de contacto entre os componentes dos modelos geométricos

| Interface | Situação Nativo | Situação Pós-Operatória | Situação Longo Termo |
|--|------------------------|--|---|
| Osso cortical / Osso esponjoso | | Ligação rígida | |
| Anel fibroso / Núcleo pulposo | | Ligação rígida | |
| Vértebra / Disco Intervertebral | | Ligação rígida | |
| Entre facetas adjacentes | | Contato sem atrito | |
| Vértebra / Placas do implante | – | Contacto com atrito ($\mu = 0,3$)(21) | Ligação rígida |
| Placa Superior implante / núcleo UHMWPE | – | Contacto com atrito ($\mu = 0,035$)(20) | Contacto com atrito ($\mu = 0,035$) (20) |
| Placa Inferior implante / núcleo UHMWPE | – | Ligação rígida | Ligação rígida |

Foram igualmente considerados no comportamento mecânico do segmento L3-L5 o contributo dos principais ligamentos da coluna lombar. Assim, estes foram modelados como molas elásticas com rigidez diferenciada (Tabela 4.3) que foram ancorados nas vértebras de acordo com as posições anatómicas de cada um destes. Nos modelos representantes da artroplastia a um nível e a dois níveis o ligamento longitudinal anterior foi removido. Para o caso da artroplastia a um nível, o ligamento foi removido no nível L4-L5 e para o caso da artroplastia a dois níveis o ligamento foi totalmente removido do modelo do segmento lombar. Na figura 4.8 encontra-se representado, de uma forma esquemática, a localização dos ligamentos modelados.

Tabela 4.3: Rigidez dos ligamentos (22)

| Descrição do ligamento | Abreviatura | Rigidez (N/m) |
|----------------------------------|-------------|---------------|
| Ligamento Longitudinal Anterior | LLA | 347000 |
| Ligamento Longitudinal Posterior | LLP | 29500 |
| Ligamento Amarelo | LA | 700 |
| Ligamento Transverso | LT | 300 |
| Ligamento Inter- Espinhal | LIE | 1400 |
| Ligamento Supra- Espinhal | LSE | 2500 |
| Ligamento Capsular | LC | 36000 |

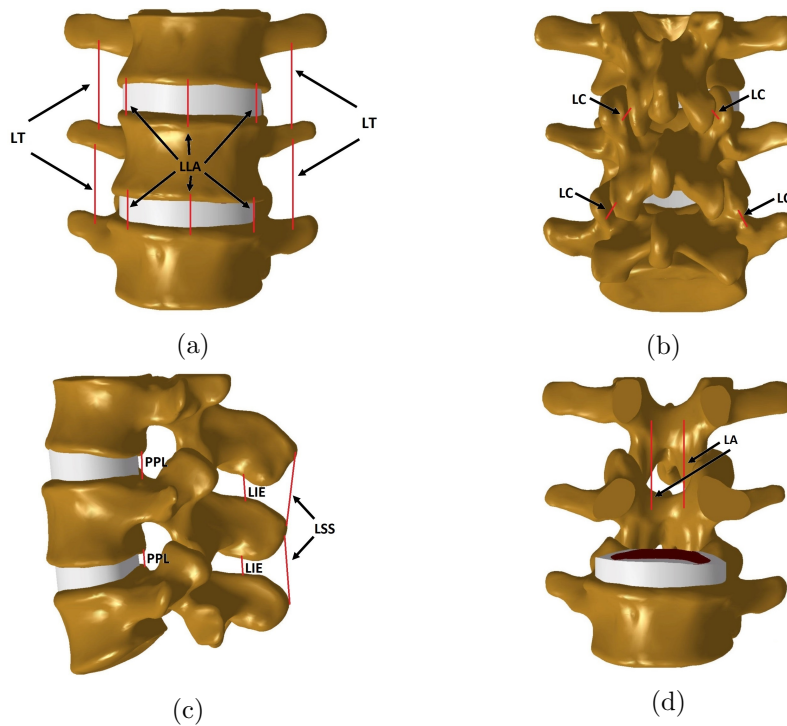


Figura 4.8: Representação esquemáticas dos ligamentos modelados

4.2.3 Caracterização da Malha

Após a geração dos modelos geométricos do segmento lombar, foram geradas as malhas de elementos finitos. O software usado para a geração das malhas foi o mesmo usado para o desenvolvimento dos modelos CAD do segmento ósseo, ou seja, o CATIA V5 R19 (Dassault Systems, USA).

No CATIA V5 R19 foi selecionado a opção Analysis & Simulation com o objetivo de gerar as malhas, definir as condições de contacto, modelar os ligamentos e realizar os testes de simulações.

As malhas foram desenvolvidas a partir de cada componente dos modelos geométricos com elementos tetraédricos, de maneira a que a malha apresenta-se o mais próximo possível, a forma geométrica de cada componente. O tamanho dos elementos da malha foi escolhido com base em modelos estudados em trabalhos anteriores(20)(76), ou seja, o tamanho dos elementos da malha foi 1mm. Os modelos numéricos com as respetivas malhas estão apresentados na figura 4.9 e na tabela 4.4 encontra-se demonstrado o número de elementos e nós de cada malha desenvolvido para cada modelo.

Tabela 4.4: Numero de elementos e nós dos modelos numéricos

| Modelo | Nº Elementos | Nº Nós |
|---------------------------------|--------------|--------|
| Intacto | 1905024 | 359581 |
| 1 Nível de artroplastia | 1832160 | 347930 |
| 2 Níveis de artroplastia | 1765611 | 337538 |

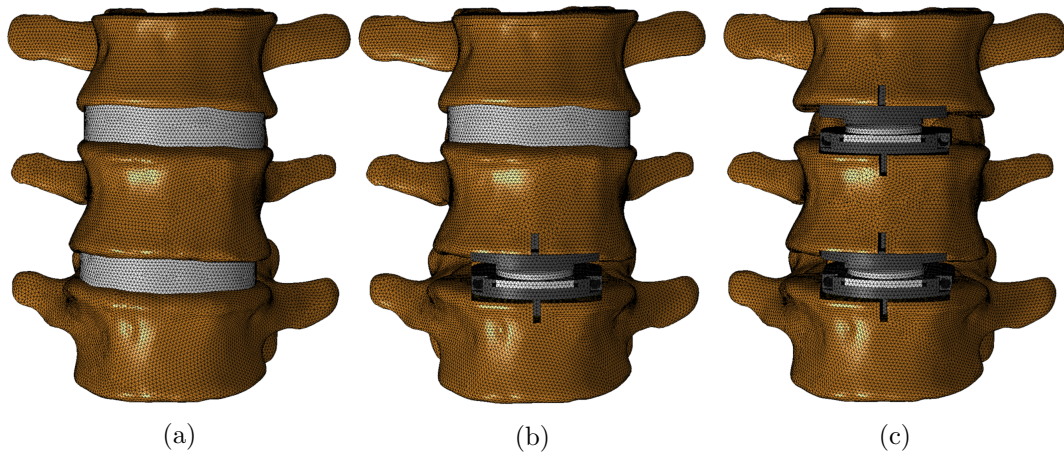


Figura 4.9: Representação da malha 1mm para os modelos desenvolvidos: a) Modelo nativo; b) Modelo com 1 nível de artroplastia; c) Modelo com 2 níveis de artroplastia.

4.2.4 Condições de Carga

Foram simuladas duas condições de carga sobre o segmento que representam o corpo em posições distintas. Os valores das forças aplicadas e a respetiva posição que representa encontram-se apresentados na tabela 4.5. Estes valores foram selecionadas com base em estudos realizados, em que cujo objetivo foi a medição da pressão nos discos intervertebrais (8)(23), como foi referido no capítulo da anatomia e biomecânica da coluna lombar. O valor de 800N representa o corpo na posição ereta e relaxada, como determinado no estudo realizado por Sato (23). A força de 2720N representa a elevação de um objeto com 20kg, com os joelhos fletidos e tronco ereto. Este último valor não encontrava-se determinado nos trabalhos mencionados anteriormente, então houve a necessidade de o determinar. Para isso, foi utilizado o valor da pressão intradiscal medida no estudo de Wilke (8), isto é, 1,7MPa, e utilizou-se também o mesmo valor da área transversal do disco do estudo de Sato (23),

16cm^2 . Em todos os casos de estudo, a carga foi aplicada na face dorsal da vértebra L3, sendo o segmento rigidamente fixo na face ventral da vértebra L5 (figura 4.10).

Tabela 4.5: Forças correspondentes às posições simuladas (8)(23)

| Posições | Força (N) |
|--|-----------|
| Posição Ereta e Relaxada | 800 |
| Levantar um objeto de 20kg com joelhos fletidos e tronco ereto | 2720 |

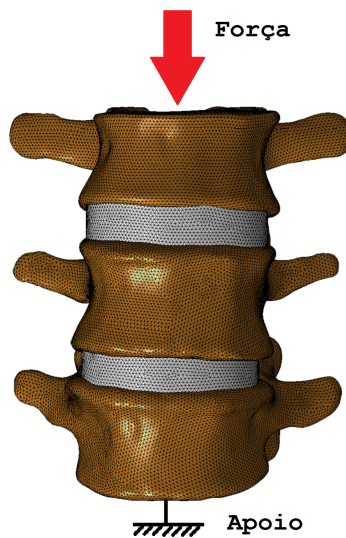


Figura 4.10: Representação esquemática da força de compressão axial no modelo nativo

Com os modelos numéricos simulados, analisaram-se as deformações principais presentes nas vértebras, por forma a identificar as zonas mais críticas, e eventualmente associadas ao risco de dano ósseo por efeito de sobrecarga localizada, ou seja, zonas com potencial risco de fratura e as regiões onde ocorreu uma redução substancial das deformações, estando este efeito associado à perda de densidade óssea por efeito de stress-shielding. Também se procedeu a análise das tensões de von Mises nos implantes para cada uma das configurações do segmento analisadas.

As zonas de análise dos modelos para artroplastia a um nível e a dois níveis no osso cortical e para o osso esponjoso encontra-se identificadas nas figuras 4.11 e 4.12.

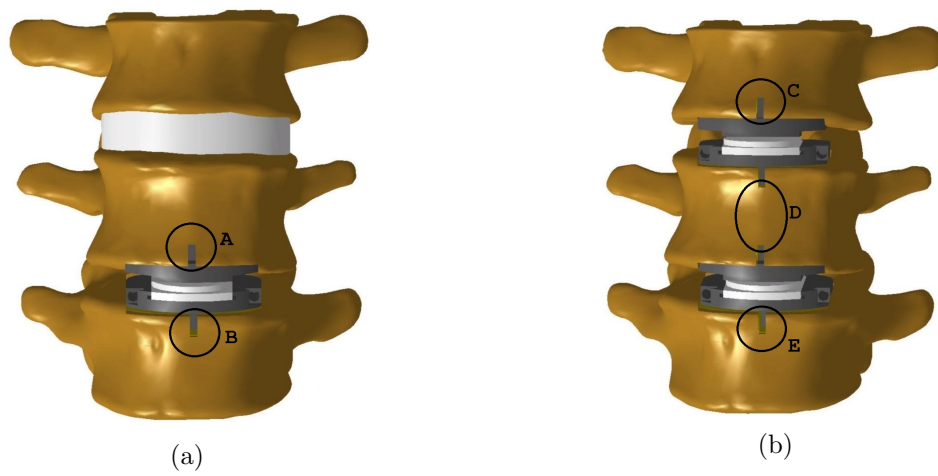


Figura 4.11: Identificação das zonas de análise no osso cortical no plano frontal para o modelo: a)artroplastia a um nível; b)artroplastia a dois nível.

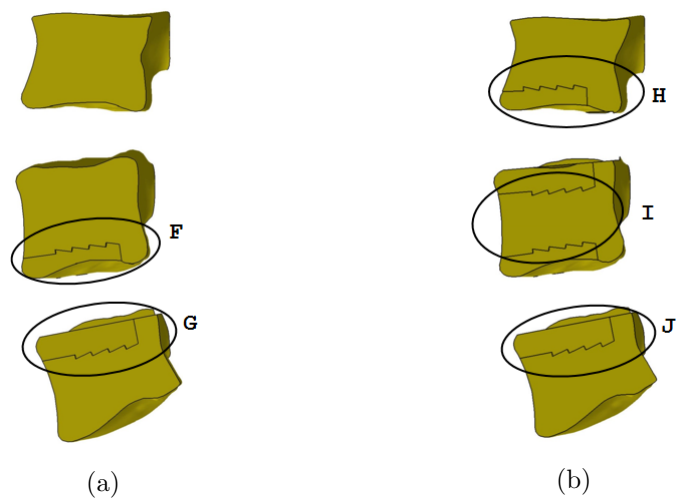


Figura 4.12: Identificação das zonas de análise no osso esponjoso no plano sagital para o modelo: a)artroplastia a um nível; b)artroplastia a dois níveis.

4.3 Resultados

As seguintes tabelas apresentam as deformações principais máximas (tração) e mínimas (compressão) no osso esponjoso e no osso cortical. São também apresentadas as tensões de von Mises nos implantes, resultantes da aplicação das cargas selecionadas nos três modelos numéricos desenvolvidos para as duas situações clínicas no caso dos modelos representativos da artroplastia. Os resultados são apresentados sob forma de gradientes de cores no plano sagital e no plano frontal.

4.3.1 Modelo Nativo vs Modelo com 1 nível de artroplastia

Osso Esponjoso

800N

As deformações principais máximas (ε_1) no osso esponjoso para uma carga de 800 N são apresentadas na tabela 4.6, onde comparou-se as deformações principais para o modelo nativo e para o modelo com artroplastia a um nível, na situação clínica pós-operatória e a longo termo. Na tabela, observou-se que foi para a situação pós-operatória que verificou-se ε_1 mais elevadas no osso esponjoso. As deformações resultantes na situação pós-operatória comparativamente com o modelo nativo, corresponderam a um aumento de aproximadamente 9 vezes mais para a zona F e um aumento em média de 7 vezes mais para a zona G. Comparando a situação a longo termo do modelo com um nível de artroplastia com modelo nativo, verificou-se um aumento em cerca de 7 vezes mais na zona F e um aumento em média de 4,5 vezes mais na região G. Analisando os resultados das deformações no caso pós-operatório e no caso a longo termo, observou-se uma redução da situação pós-operatória para a situação a longo termo. As reduções foram mais acentuadas nas regiões de contacto com o implante, reduzindo cerca de 22% na zona F e uma média de 38% na zona G.

Em relação às deformações principais mínimas (ε_3), tabela 4.7, o modelo com ε_3 mais elevadas foi o modelo com artroplastia a um nível na situação pós-operatória, seguindo do mesmo modelo mas para a situação a longo termo, encontrando deformações mais elevadas nas zonas de contacto com a quilha do implante. Observando as deformações do modelo nativo e as do caso pós-operatório, verificou-se neste último um aumento de cerca de 4 vezes mais na região F e um aumento em média de 7,5 vezes na região F. Do modelo nativo para a situação a longo termo, verificou-se que este último também sofreu um aumento das deformações principais mínimas, nas regiões de interface, comparativamente com a situação nativa. Verificou-se um aumento de 2,5 vezes mais para região F e cerca de 4 vezes mais para zona G. Comparando situação pós-operatória com a situação a longo termo, observou-se uma redução das ε_3 , principalmente nas regiões de interface. Verificou-se uma redução de 37% para região F e uma redução de 47% para a região G.

Tabela 4.6: Deformações Principais Máximas (ϵ_1): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)

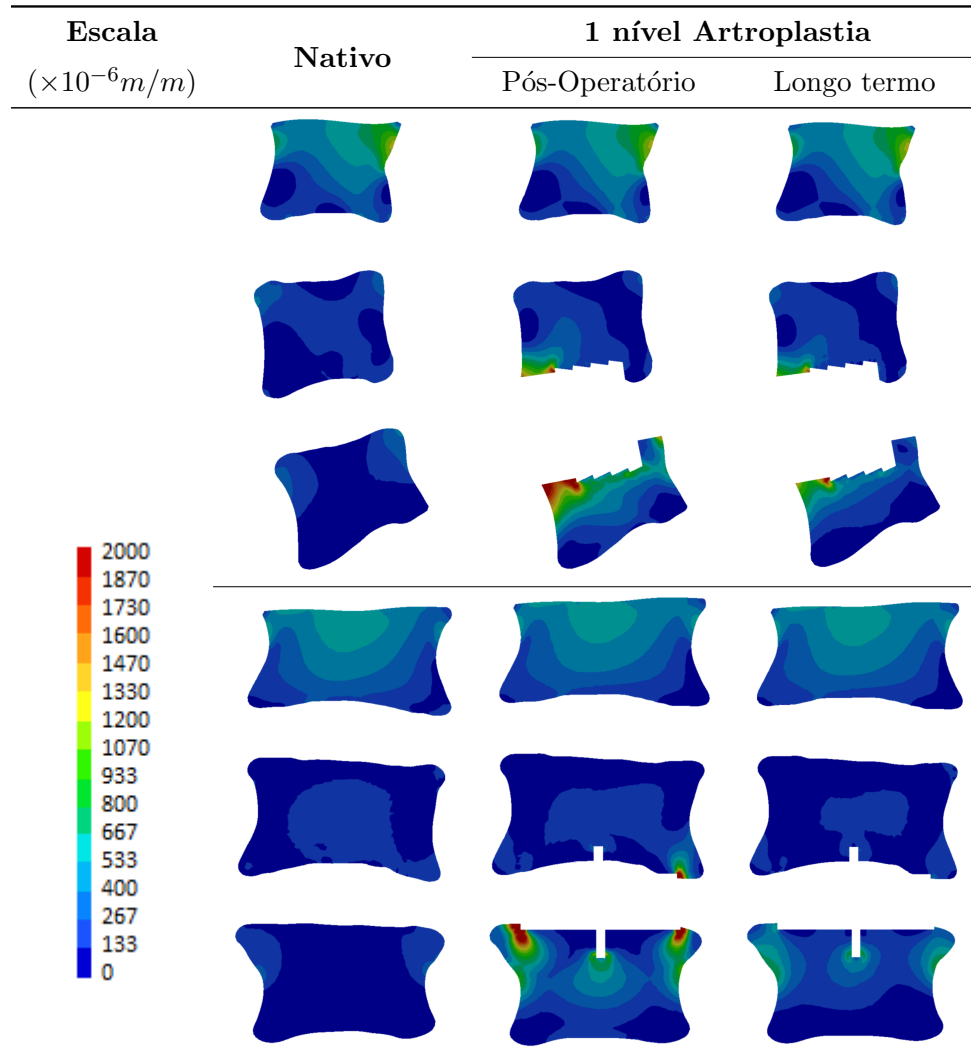
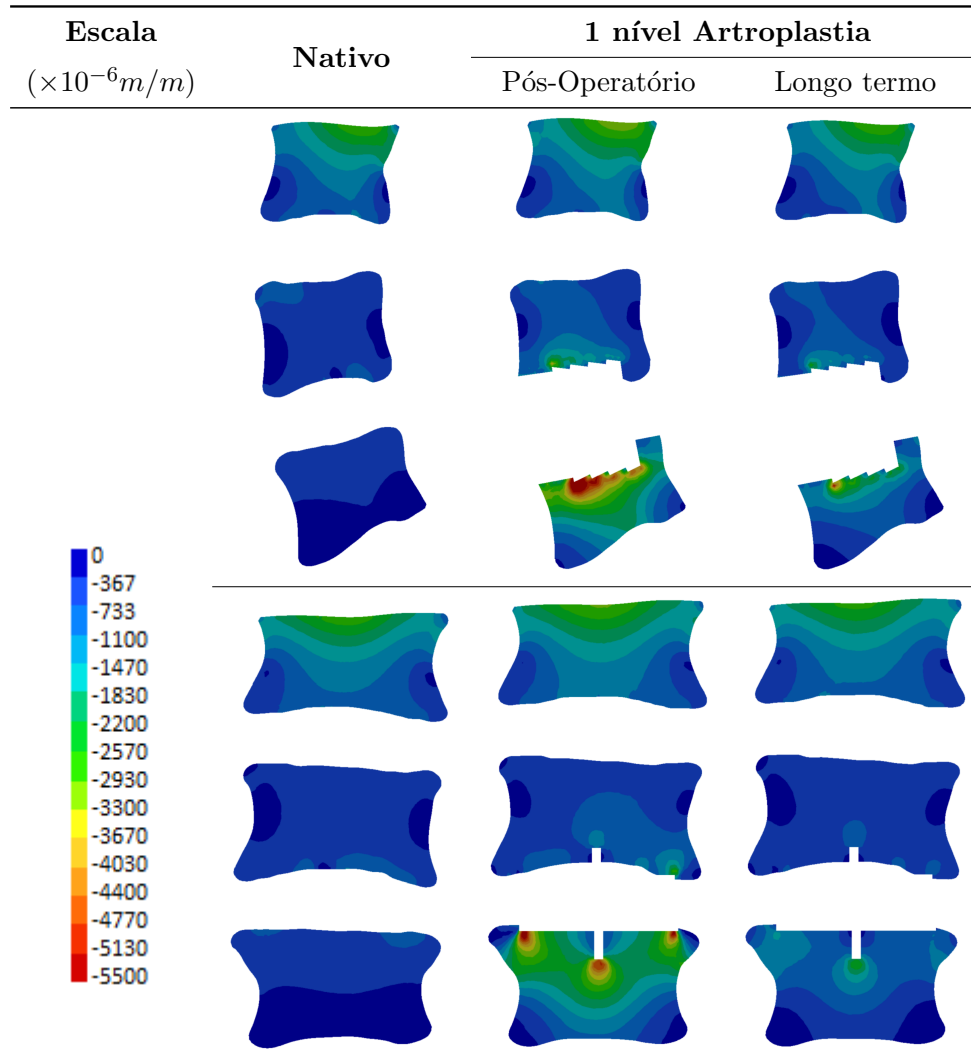


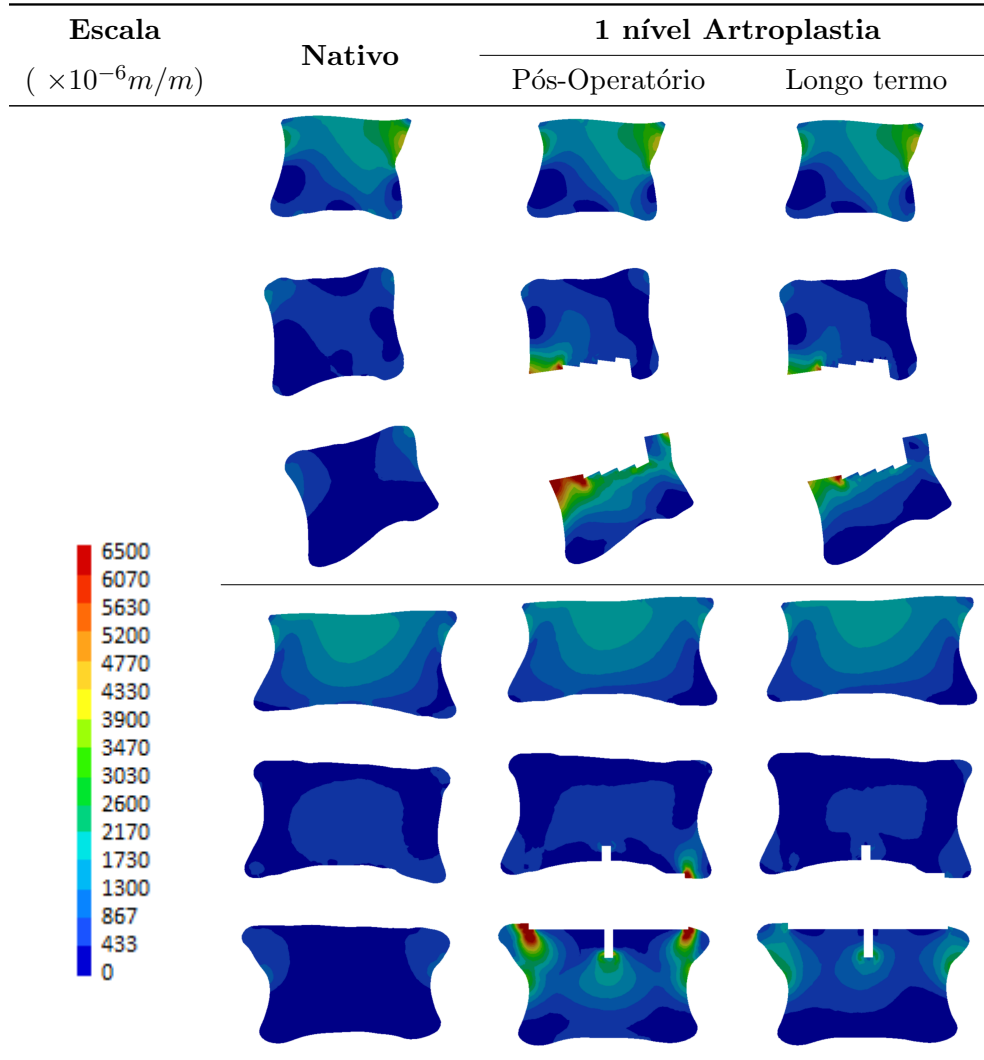
Tabela 4.7: Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)



2720N

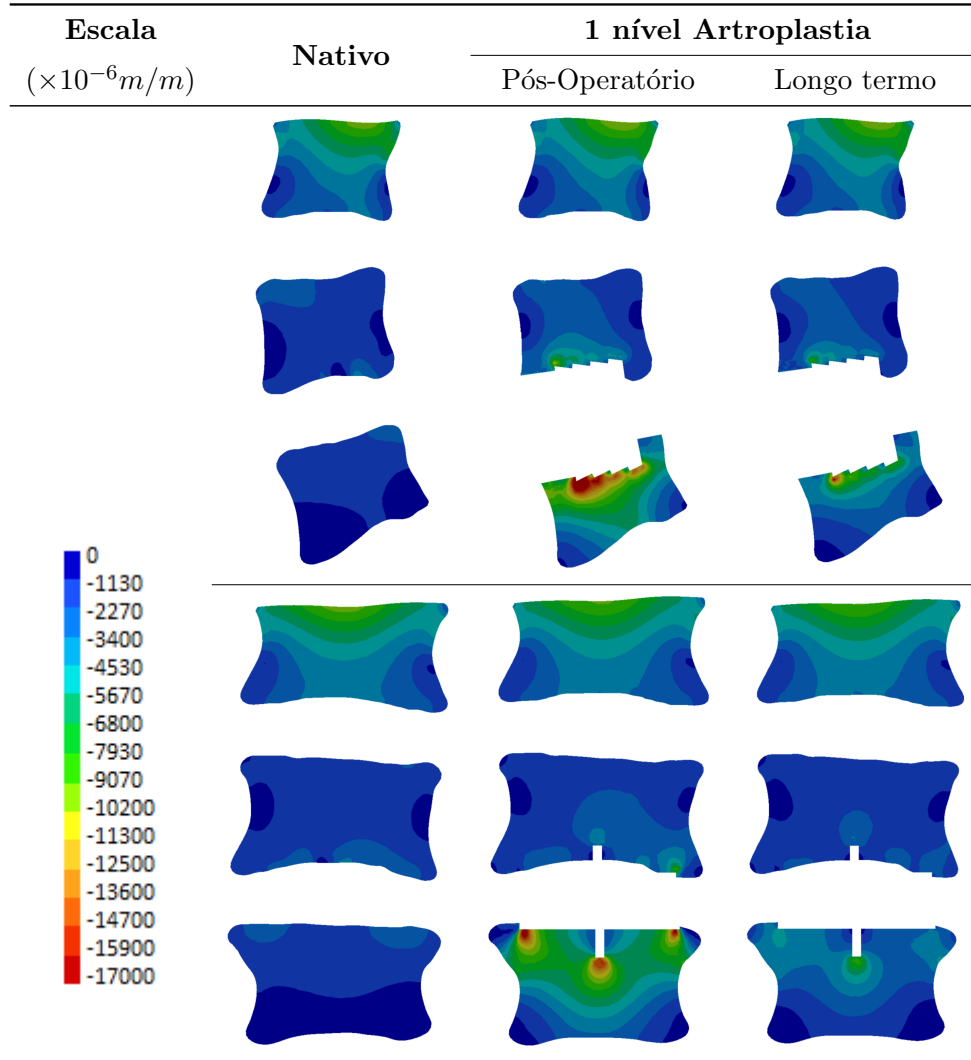
As deformações principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_3) resultantes da aplicação da força 2720N encontram-se apresentadas nas tabelas 4.8 e 4.9. Analisando as deformações principais máximas, tabela 4.8, assim como aconteceu com a carga de 800N, as zonas com maiores concentrações de deformações foram as zonas de contacto com a quilha do implante. Para a situação pós-operatória, comparativamente com o modelo nativo, houve um aumento das deformações, um aumento em cerca de 9 vezes mais para a zona F e um aumento em média de 7 vezes mais para a zona G. Comparando o modelo nativo com o modelo da situação a longo termo, observou-se um aumento das deformações neste último modelo, esse aumento resultou em cerca de 7 vezes mais para a região F e um aumento em média 4,5 vezes mais na região G. No caso a longo termo as deformações nas regiões em análise sofreram uma redução na ordem dos 23% para a região de interface na vértebra L4 e uma média de 38% para a vértebra L5, comparando com o modelo na situação pós-operatória.

Tabela 4.8: Deformações Principais Máximas (ε_1): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)



Na análise das deformações principais mínimas (ε_3) resultantes para um carregamento de 2720N, tabela 4.9, comparou-se o modelo nativo e o modelo na situação pós-operatória e verificou-se neste último um aumento das deformações. O aumento resultou num em cerca de 4 vezes mais para a zona F e aproximadamente 7,5 vezes mais para a zona G. Na comparação do modelo a longo termo com o modelo nativo, no modelo a longo termo observou-se um aumento em cerca de 2,5 vezes mais para a região F e cerca de 4 vezes mais para a região G. Ao analisar as ε_3 da situação pós-operatória e da situação a longo termo, verificou-se neste último uma redução em cerca de 37% na região F e em cerca de 47% para a região G.

Tabela 4.9: Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)



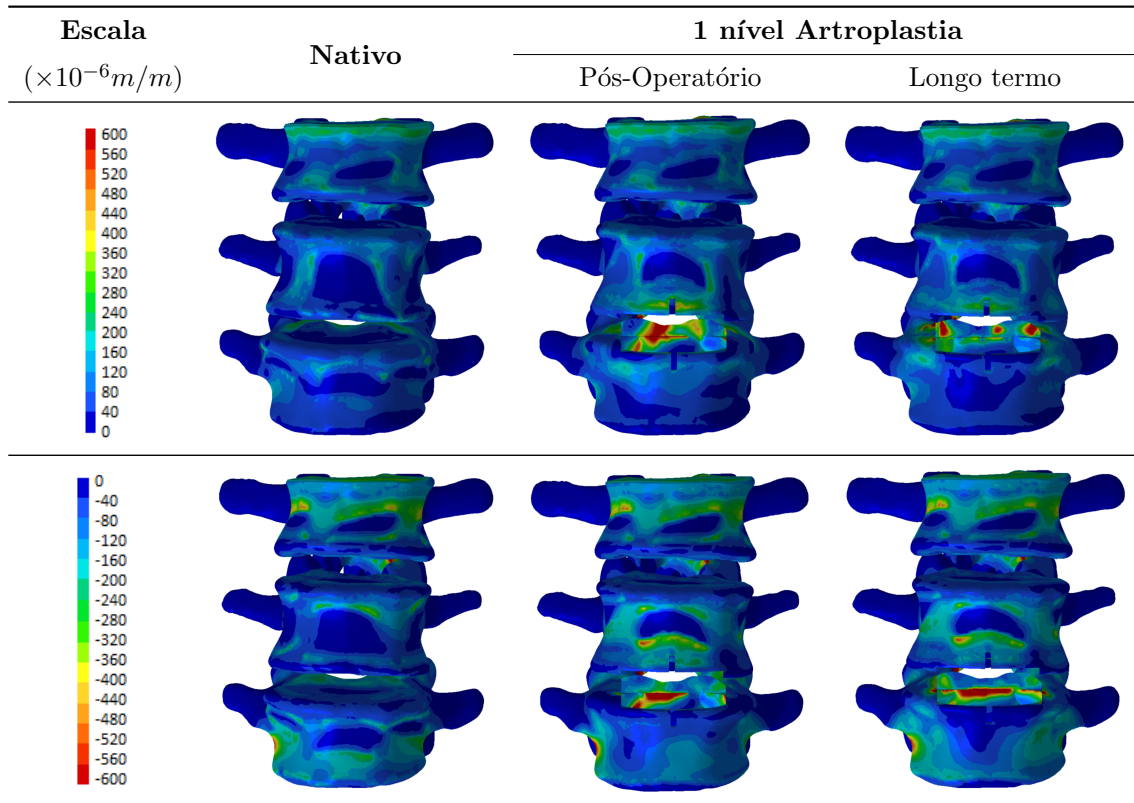
Osso Cortical

As deformações principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_3) do osso cortical estão presentes nas tabelas 4.10 e 4.11, onde foram apresentadas as deformações para os três casos de estudo já referidos anteriormente. Comparando as deformações obtidas para os três modelos, verificou-se que as regiões do osso cortical que apresentaram deformações principais mais elevadas foram as regiões que encontravam-se em contacto com o implante. Dos três casos analisados, aquele que apresentou maiores deformações foi o caso pós-operatório, seguindo do caso a longo termo, como aconteceu para o osso esponjoso.

As deformações principais máximas resultantes da aplicação de 800N, tabela 4.10, demonstraram para as deformações principais máximas um aumento 5 vezes mais para a zona A, e 1,3 vezes para a zona B para o caso pós-operatório e para o caso a longo, a deformações aumentaram 4 vezes na zona A e diminuíram 33% na zona B, comparativamente com o osso cortical na situação nativa. Em relação às deformações principais mínimas, também resultan-

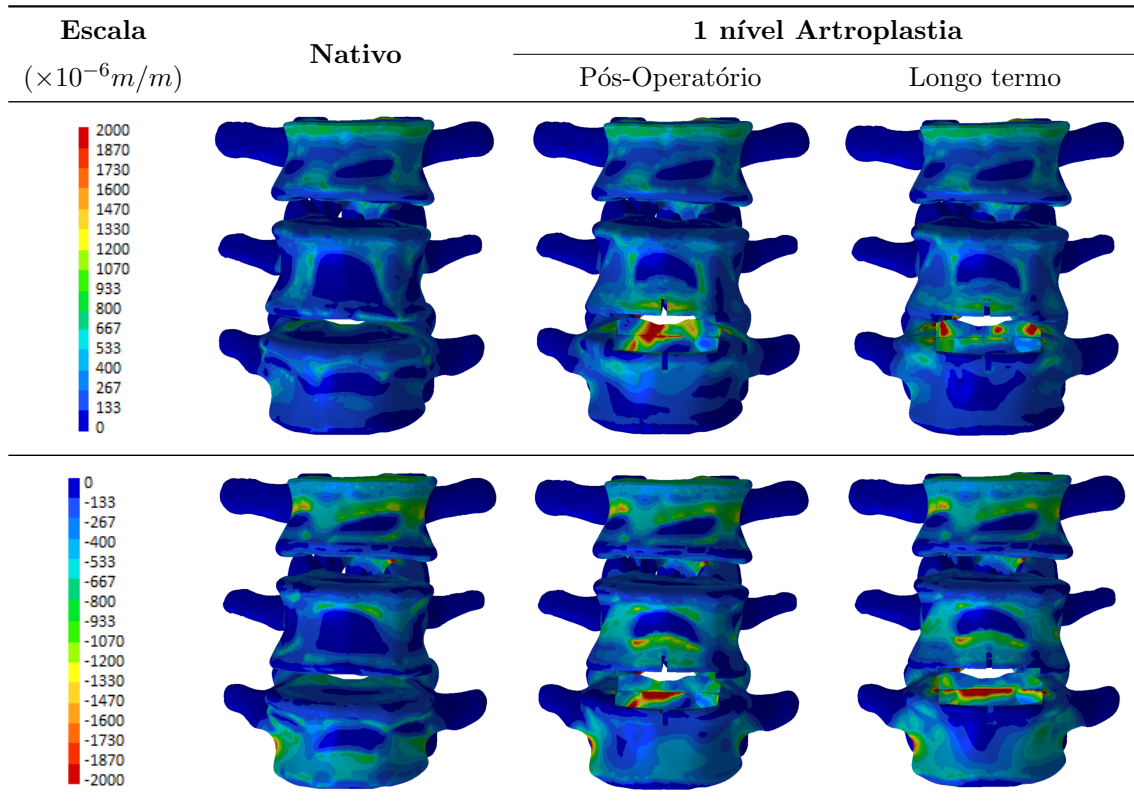
tes da aplicação de 800N, os dados obtidos demonstraram que para a situação pós-operatória ocorreu um aumento de 5 vezes mais para a zona A e uma redução de cerca de 33% para a zona B e para a situação a longo termo ocorreu um aumento de 4,5 vezes para a zona A e uma redução de 67% para a zona B.

Tabela 4.10: Deformações Principais Máximas (ε_1) e Deformações Principiais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Cortical - 800N)



Os resultados obtidos da aplicação de 2720N, tabela 4.11, sobre os modelos estudados, demonstraram que foi o caso pós-operatório que apresentou deformações mais elevadas, seguindo do caso a longo termo. Portanto, para as deformações principais máximas no caso pós-operatório houve um aumento de 5 vezes mais para a zona A e para 1,33 vezes mais para a zona B e para o caso a longo termo, o aumento resultou em cerca de 4 vezes mais e uma redução de 33% para a zona A e B, respetivamente. Em relação às deformações principais mínimas, os resultados demonstraram um aumento das deformações para o caso pós-operatório em cerca de 5 vezes para a zona A e uma redução de 33% para a zona B e para a situação a longo termo, ocorreu um aumento de 4,5 vezes mais para a zona A e uma redução das deformações de 67% para a zona B, em comparação com a situação nativa.

Tabela 4.11: Deformações Principais Máximas (ε_1) e Deformações Principiais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 1 Nível de Artroplastia (Osso Cortical - 2720N)



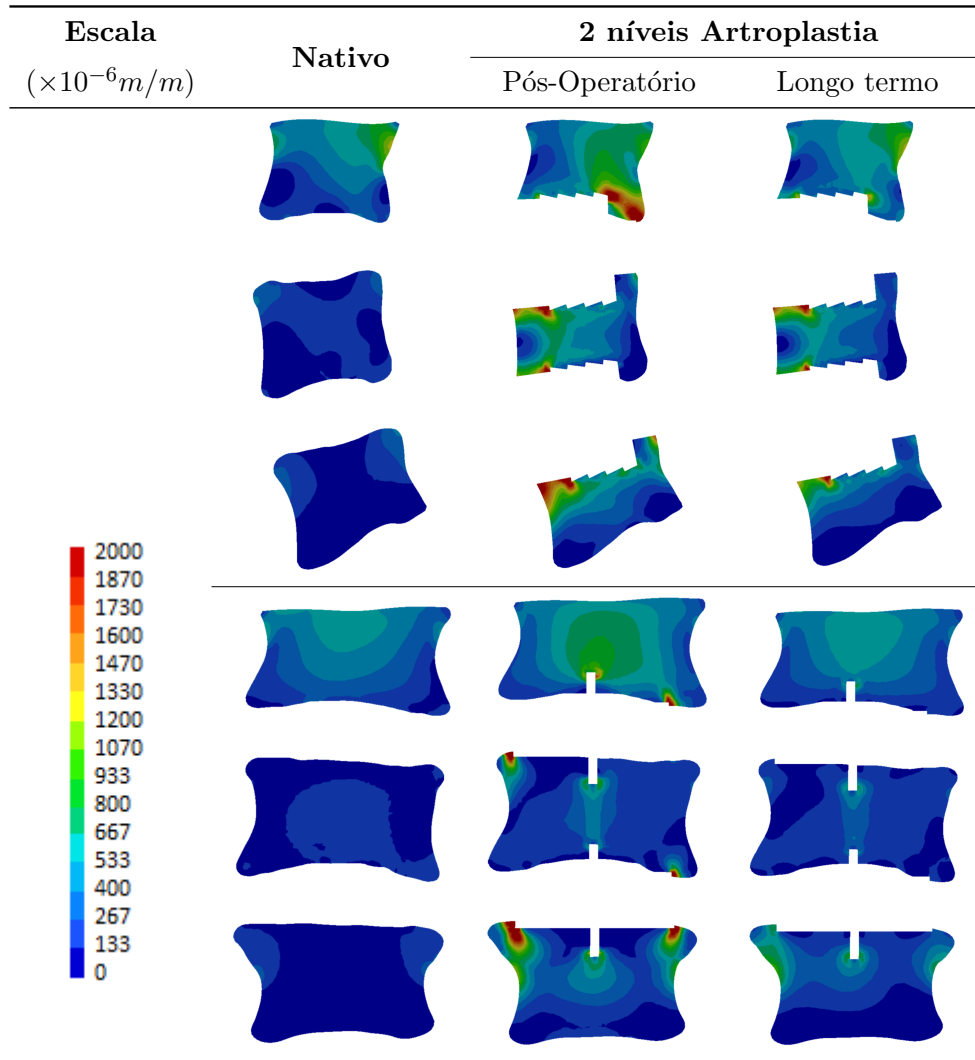
4.3.2 Modelo Nativo vs Modelo com 2 níveis de artroplastia

Osso Esponjoso

800N

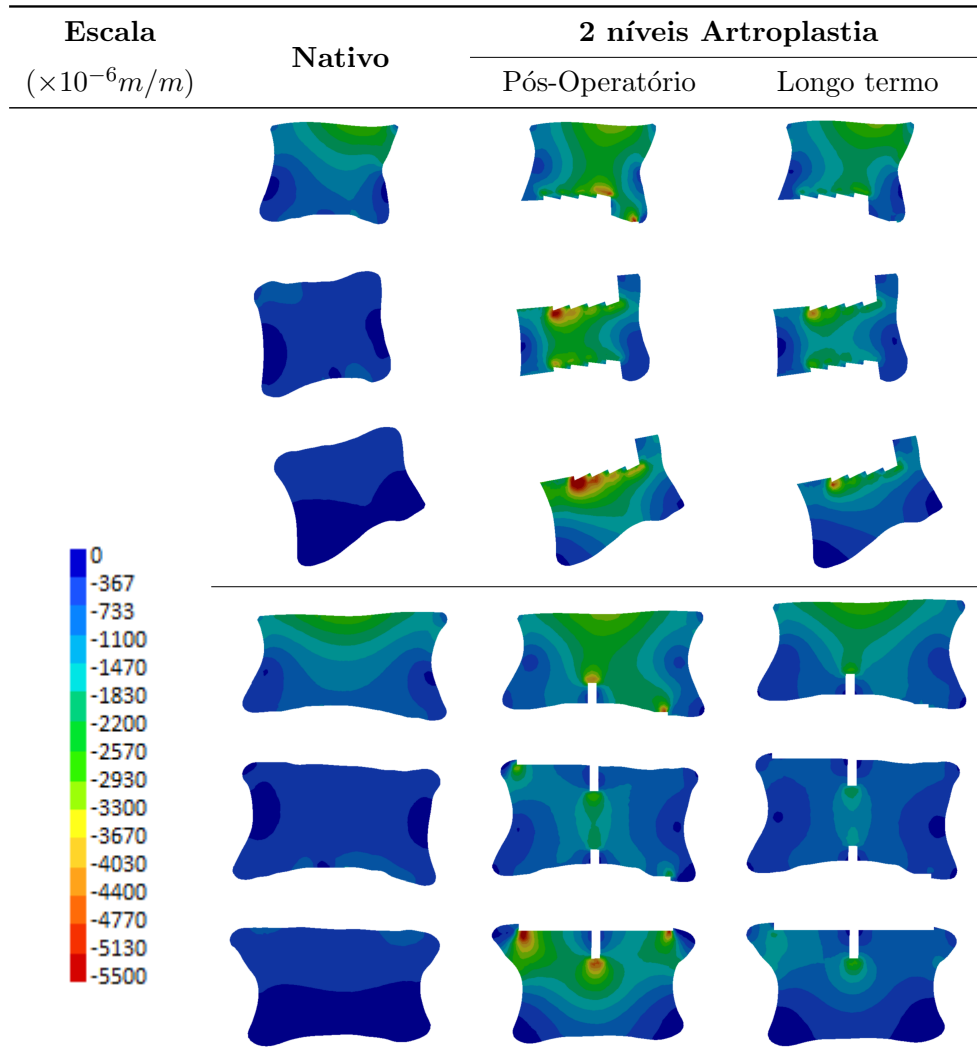
A tabela 4.12 e 4.13 representam as deformações principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_3), respetivamente, resultantes da aplicação de 800N no segmento L3-L5 para três casos de estudo, comparando o modelo nativo com os modelos com dois níveis de artroplastia na situação pós-operatória e na situação a longo termo para artroplastia em dois níveis. Como acontecia com a artroplastia a um nível, o modelo que apresentou deformações principais mais elevadas foi o modelo na situação pós-operatória. As deformações principais máximas mais elevadas encontraram-se na região de contacto da quilha do implante com o osso esponjoso. Na comparação do caso pós-operatório com o modelo nativo, observou-se um aumento das ε_1 em aproximadamente 2,5 vezes na zona H, um aumento em média de 3,5 vezes para a região I e por último, na zona J ocorreu um aumento em média 10,5 vezes. Relacionando o modelo no caso a longo termo com o modelo nativo, observou-se um aumento na zona H em cerca de 1,6 vezes, na zona I houve um aumento em média de 2,25 vezes mais e na zona J um aumento em média de 6,5 vezes. Comparando a situação a longo termo com a situação pós-operatória, verificou-se uma redução das ε_1 em cerca de 28% na zona H, uma redução em média de 36% na região I e uma redução de 38% na zona J.

Tabela 4.12: Deformações Principais Máximas (ε_1): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)



Analisando as deformações principais mínimas (ε_3), tabela 4.13, observou-se um aumento em cerca de 3,3 vezes na zona H, um aumento em cerca de 5 vezes na região I e 7,5 vezes na região J, no modelo com a situação pós-operatória comparativamente com o modelo nativo. Comparando o caso a longo termo com o modelo nativo, observou-se um aumento das ε_3 do modelo nativo para o modelo com a situação a longo termo. Esse aumento resultou em cerca de 2,3 vezes para a zona H, cerca de 3,5 vezes para a zona I e para a zona J. Do caso pós-operatório para o caso a longo termo verificou-se uma redução das ε_3 , ou seja, uma redução igual a 30% para a região H, 30% para a região que I e 53% para a zona J.

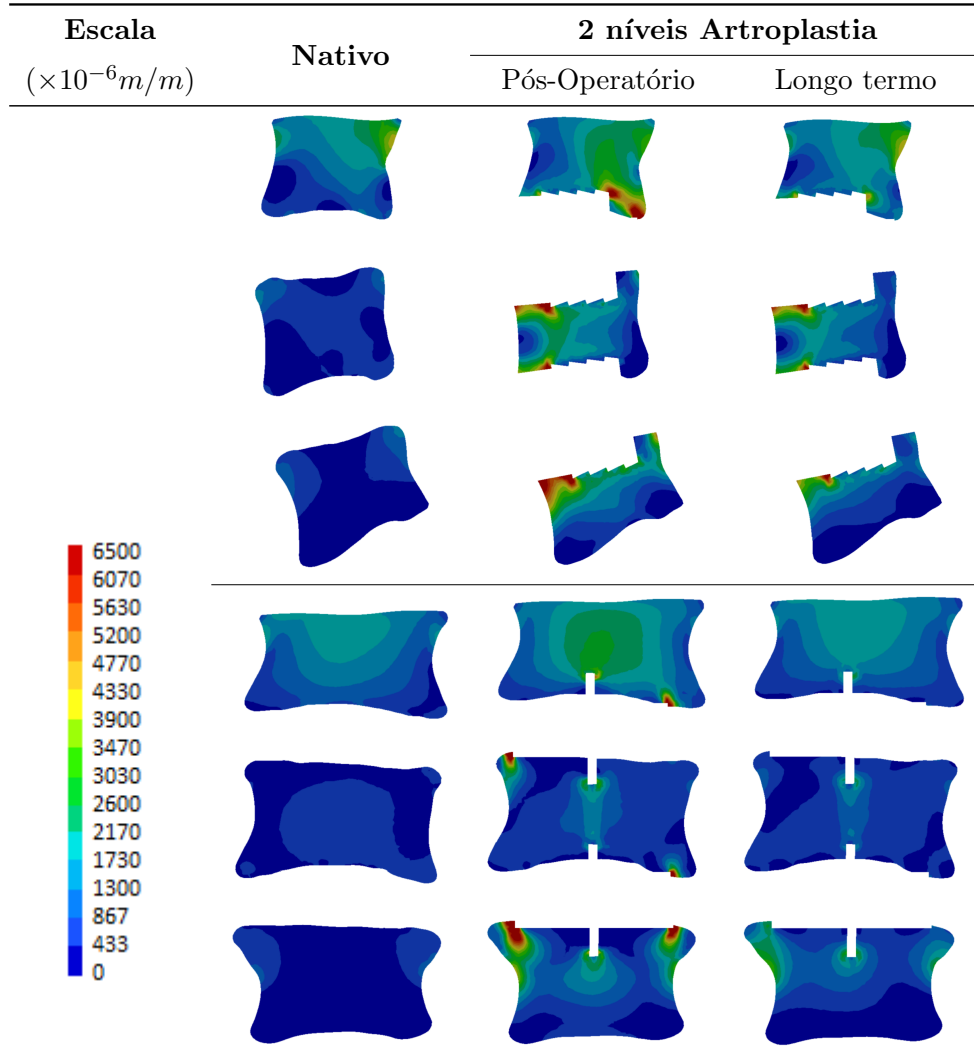
Tabela 4.13: Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)



2720N

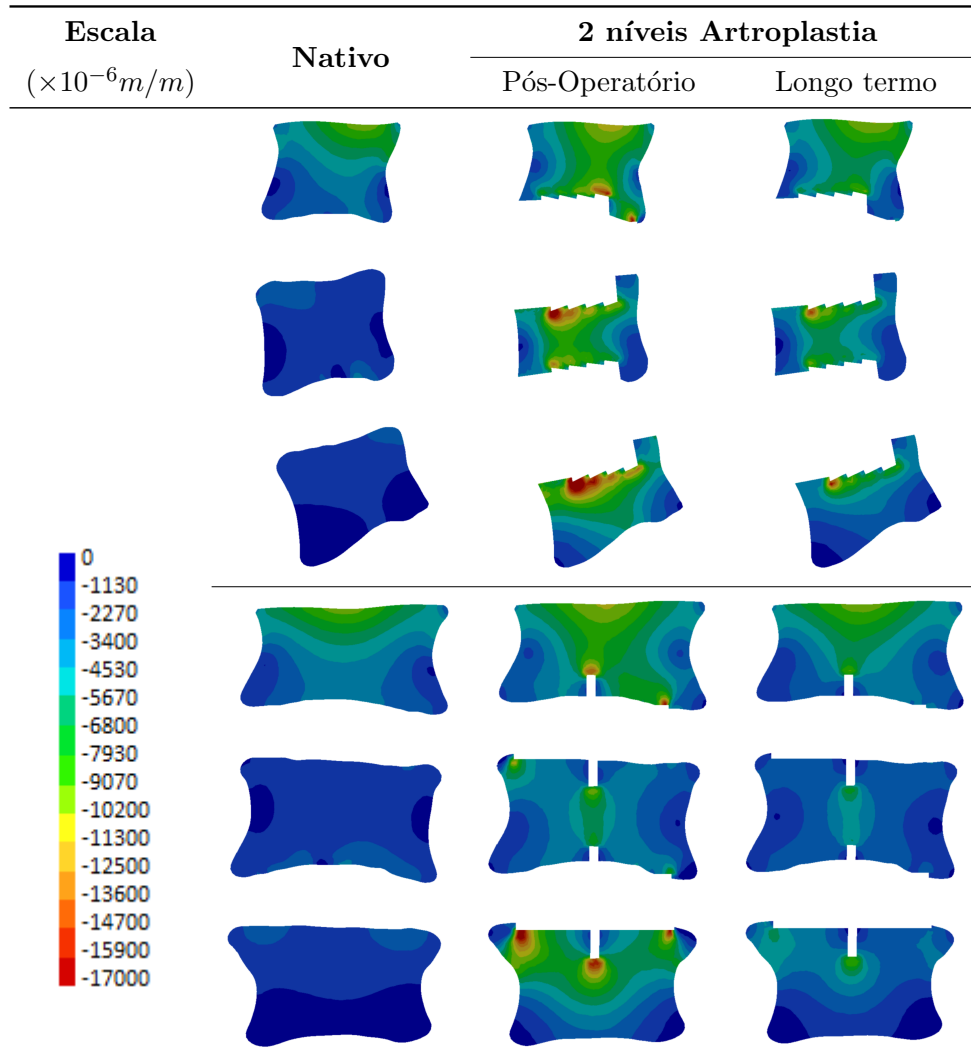
Analizando os resultados obtidos com o carregamento de 2720N, observou-se que as deformações principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_3), tabela 4.14 e 4.15 respectivamente, aumentaram comparativamente com o carregamento de 800N. Avaliando o modelo nativo e o modelo na situação pós-operatória, observou-se na situação pós-operatória um aumento de 2,3 vezes para a zona H, um aumento na região I em média 3,5 vezes mais e uma média de cerca de 10,5 vezes mais para a zona J. Em relação ao modelo nativo e ao modelo no caso a longo termo, verificou-se um aumento das deformações do modelo nativo para o caso a longo termo. Esse aumento resultou em cerca de 1,67 vezes mais para a zona H, em cerca de 2,2 vezes mais para a região I e para a zona J foi um aumento em média de 6,5 vezes. O modelo na situação a longo termo em relação com o modelo na situação pós-operatória, observou-se uma redução das ε_1 resultando numa redução igual a 28% para a zona H, na região I foi uma redução em média de 36%, por fim, na zona J resultou numa redução em média 38%.

Tabela 4.14: Deformações Principais Máximas (ε_1): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)



Em relação às deformações principais mínimas, tabela 4.15, verificou-se também um aumento para os dois casos do modelo com dois níveis de artroplastia relativamente ao modelo nativo. Do modelo nativo para o modelo na situação pós-operatória, verificou-se um aumento de 2,5 vezes para a zona H, para a zona I o aumento foi em média 5 vezes mais e para a zona J analisou-se um aumento de cerca de 7,5 vezes. Comparando o modelo nativo com o modelo no caso a longo termo, observou-se um aumento de cerca de 1,75 vezes na zona H, cerca de 3,5 vezes mais na zona I e por fim cerca de 3,5 vezes mais para a zona J. Analisando o modelo no caso pós-operatório e no caso a longo termo, este último demonstra uma redução nas ε_3 , verificando um decréscimo de 30% para a zona H e para a zona I e por último, uma redução cerca de 53% para a região J.

Tabela 4.15: Deformações Principais Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Esponjoso) no plano sagital (cima) e plano frontal (baixo)



Osso Cortical

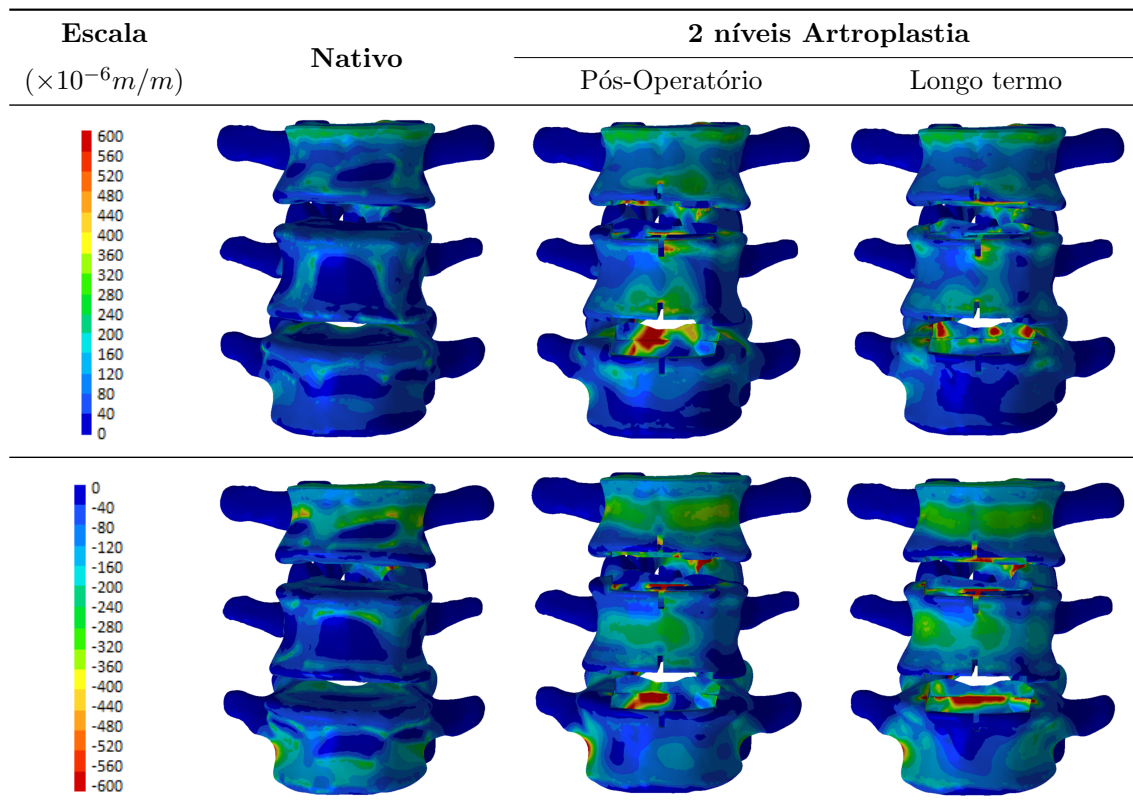
As deformações principais no osso cortical resultantes da aplicação de 800 e 2720N para o modelo representativo da artroplastia a dois níveis segmentares e para o modelo representativo da situação nativa, encontram-se representadas nas tabelas 4.16 e 4.17.

Para a carga equivalente a 800N verificou-se que foi o caso pós-operatório que demonstrou valores mais elevados de deformações, ou seja, demonstrou para as deformações principais máximas um aumento de cerca de 4,5 vezes para a zona C, 5 vezes para a zona D e 1,33 vezes para a zona E. A situação a longo termo também demonstrou um aumento das deformações principais máximas, apresentando uma aumento de 2,5 vezes mais para a zona C, 4 vezes para a zona D e uma redução na zona E em cerca de 33%. Estes dados foram comparados com a situação nativa.

Em relação às deformações principais mínimas, também verificou-se diferenças entre os modelos. Para a situação pós-operatória, ocorreu um aumento de 1,5 vezes mais para a zona

C, 7 vezes mais para a zona D e uma redução de cerca 33% para zona E, comparativamente com o modelo nativo. Ainda em comparação com a situação nativa, o caso a longo termo também demonstrou um aumento de 1,3 vezes mais para a zona C, 7 vezes para a zona D e por último, uma redução na zona E equivalente a 67%.

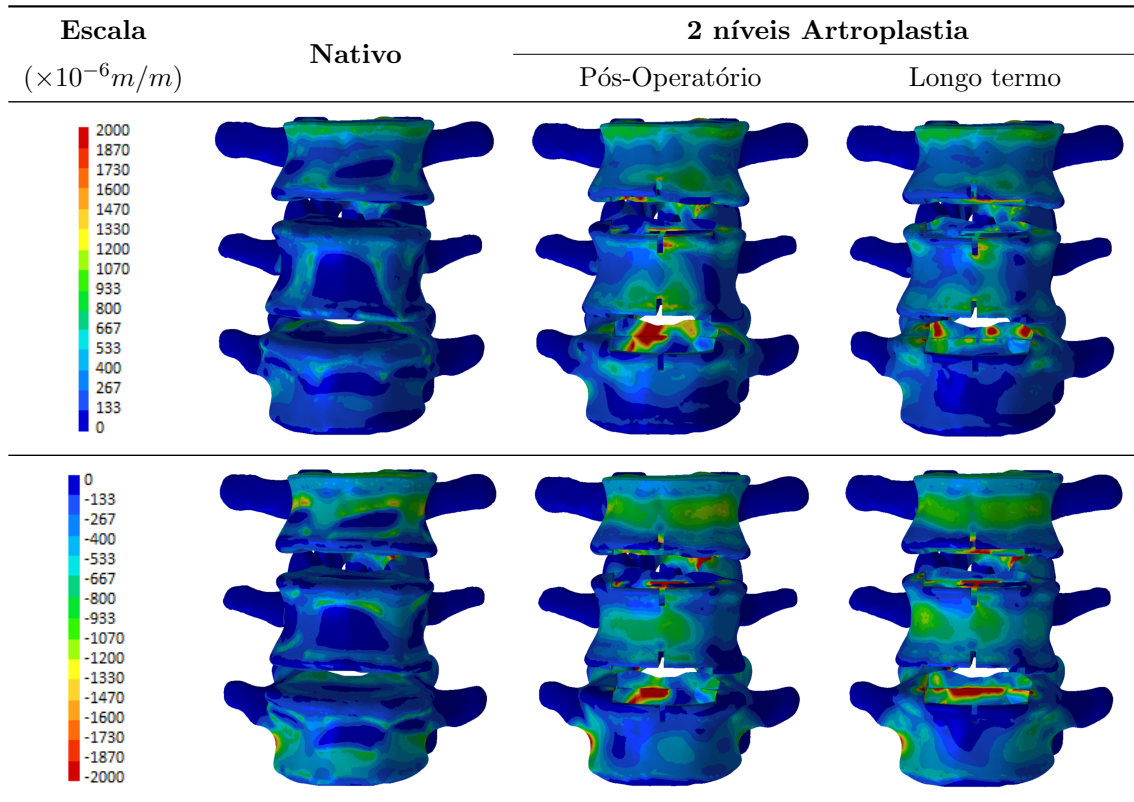
Tabela 4.16: Deformações Principais Máximas (ε_1) e Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Cortical - 800N)



Os dados obtidos da aplicação da carga 2720N, demonstraram uma distribuição das deformações semelhantes à obtida para 800N. Para as deformações principais máximas, na situação pós-operatória ocorreu um aumento de cerca 4,5 vezes mais para a zona C, 5 vezes para a zona D e 1,3 vezes para a zona E, comparativamente com o modelo nativo. Para o caso a longo termo, o aumento resultou em 2,5 vezes mais para a zona C, 4 vezes para a zona D e uma redução de 33% para a zona E, também em comparação com a situação nativa.

As deformações principais mínimas demonstraram para o caso pós-operatório, um aumento para a zona C em cerca de 1,5 vezes mais, para zona D uma aumento de 7 vezes e uma redução das deformações para a zona E em cerca de 33%, comparando com o caso nativo. Comparando também o caso nativo com o caso a longo termo, neste último analisou-se um aumento de 1,3 vezes mais na zona C, cerca de 7 vezes mais para a zona D e por fim, uma redução de 67% para a zona E.

Tabela 4.17: Deformações Principais Máximas (ε_1) e Mínimas (ε_3): Modelo Nativo vs Modelo 2 Níveis de Artroplastia (Osso Cortical - 2720N)



4.3.3 Análise das tensões Von Mises nos Implantes

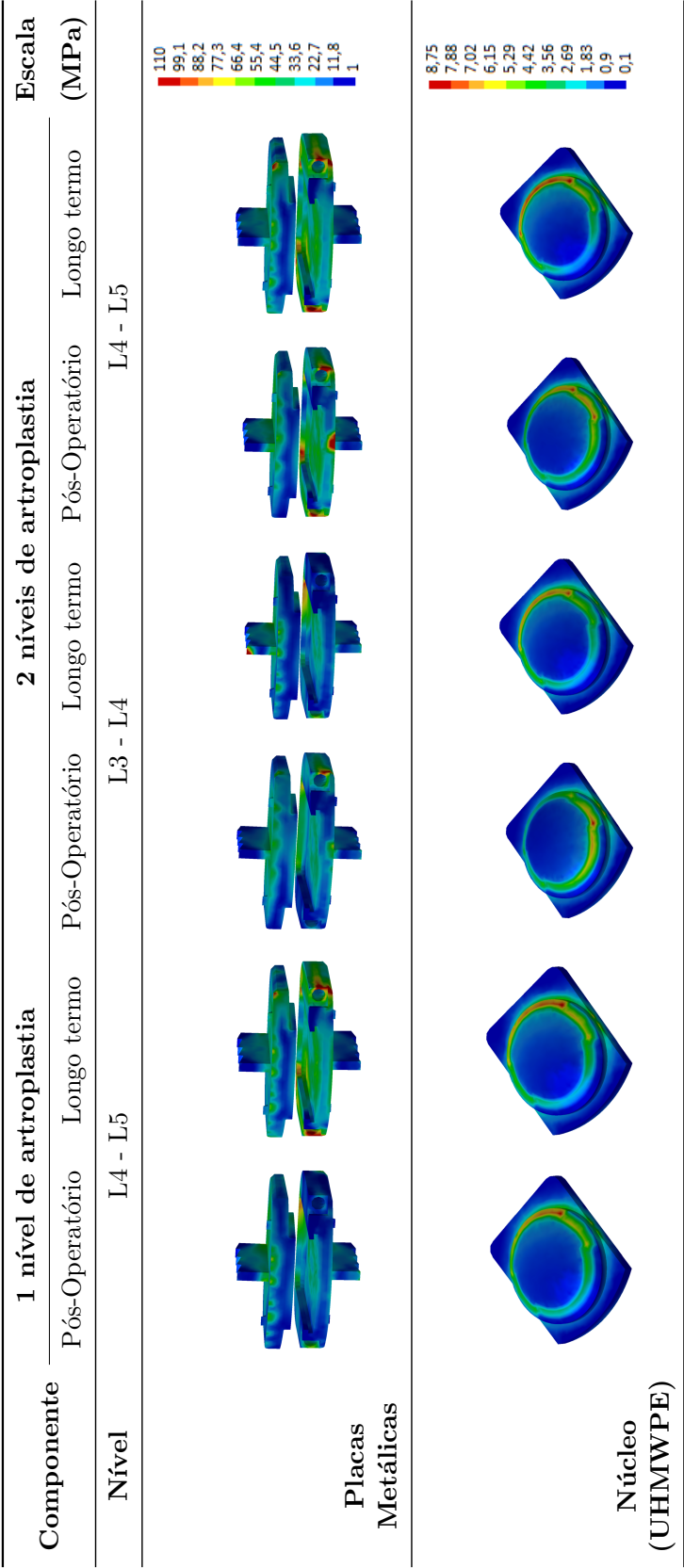
Neste trabalho foram também analisadas as tensões von Mises, tabela 4.18, nas placas metálicas e nos núcleos dos implantes utilizados para a situação pós-operatória e para a situação a longo termo. Foram apenas apresentados os valores das tensões de von Mises para resultantes da aplicação de 2720N nos modelos gerados, por ser a carga que apresenta maior risco de danificar os implantes.

O implante utilizado para o caso da artroplastia a um nível apresenta para a situação pós-operatória um máximo igual a 88,7 MPa e para a situação a longo termo, um máximo equivalente a 503 MPa, ou seja, cerca 5,7 vezes superior ao obtido para as placas do implante no modelo no caso pós-operatório. No núcleo, a situação pós-operatória apresenta um máximo igual a 8,41 MPa e a situação a longo termo demonstra um máximo igual a 8,75 MPa, havendo um ligeiro aumento em cerca 4%.

Para o caso da artroplastia a dois níveis, o modelo para a situação pós-operatória apresenta tensões máximas iguais a 116 e 598 MPa para as placas dos níveis L3-L4 e L4-L5, respetivamente. Para a situação longo termo houve um aumento de aproximadamente 2 vezes mais para o nível L3-L4 resultando numa tensão máxima igual a 237 MPa. Para as placas do nível L4-L5 houve uma redução de cerca 16% originando num máximo igual a 503 MPa. As tensões nos núcleos dos implantes apresentam valores que chegam a 8,42 MPa para o nível L3-L4 e 7,82 MPa para o nível L4-L5, para o modelo no caso pós-operatório. Para a situação longo termo, as tensões von Mises máximas resultantes foram 8,10 MPa para o nível L3-L4,

resultando numa redução de cerca 4% e 8,77 MPa para o nível L4-L5, neste caso um aumento de aproximadamente 11%.

Tabela 4.18: Tensões von Mises nos implantes para 2720N



4.4 Discussão

Este capítulo permitiu avaliar parâmetros biomecânicos, como as deformações principais máxima (ε_1) e mínimas (ε_3), no osso esponjoso e no osso cortical das vértebras do segmento lombar estudado quando intactas e quando implantadas. Esta avaliação teve como objetivo avaliar as regiões mais críticas e eventualmente, associadas ao risco de dano ósseo por efeito de sobrecarga localizada, ou seja, regiões com possibilidade de ocorrer fratura, e as regiões onde ocorreu uma redução substancial das deformações, estando este efeito associado à perda de densidade óssea derivado do efeito de stress-shielding. Foram também avaliadas as tensões de von Mises nos componentes dos implantes usados, resultantes dos testes de simulação com a aplicação de 2720N.

Os resultados obtidos para o osso esponjoso permitiram concluir que, dos casos analisados, aquele que apresentava valores de deformações principais que podiam indicar uma maior probabilidade de ocorrer danos ósseos nas vértebras, foi a situação clínica pós-operatória, tanto para o modelo com artroplastia a um nível como para o modelo com artroplastia a dois níveis, sendo este último modelo aquele que demonstrou um maior índice de danos.

Analisando o caso pós-operatório para o modelo com artroplastia a um nível, verificou-se que foi nas zonas de interface das vértebras L5, L4 com o implante (zona F, G) onde foram observadas deformações principais mais elevadas, obtendo máximos iguais a $2000 \times 10^{-6}m/m$ para as deformações principais máximas e $-5500 \times 10^{-6}m/m$ para as deformações principais mínimas resultantes da aplicação de 800N. Os valores máximos das deformações principais resultantes da aplicação de 2720N, foram equivalentes a $6500 \times 10^{-6}m/m$ para as deformações máximas e $-17000 \times 10^{-6}m/m$ para as deformações mínimas. Estes valores foram comparados com os resultados obtidos de um estudo realizado (77), cujo objetivo foi estudar o surgimento de microdanos no osso esponjoso. Este estudo mencionou que as lesões começam a iniciar numa gama de valores de deformações principais máximas iguais a $1800 - 2400 \times 10^{-6}m/m$ e para as deformações principais mínima equivalentes a $4600 - 6300 \times 10^{-6}m/m$ (valor absoluto) (77). Ou seja, os dados obtidos da situação pós-operatória, derivados da aplicação de 2720N, foram superiores aos resultados do estudo referido (77), o que indica que a sobrecarga provocada por 2720N faz com que ocorra elevadas lesões no osso esponjoso, o que leva a que exista maior probabilidade de ocorrer fratura futura. Os valores máximos obtidos com a carga 800N, encontram-se na gama de valores para início de microdanos no osso, indicando assim a possibilidade de ocorrer danos ligeiros no osso.

Na situação clínica a longo termo, os valores máximos obtidos foram $1200 \times 10^{-6}m/m$ para as deformações principais máximas e $-2930 \times 10^{-6}m/m$ para as deformações principais mínimas, resultantes da aplicação de 800N. Os valores máximos derivados de 2720N foram $3940 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 e $-9070 \times 10^{-6}m/m$ para ε_3 . Neste caso existe um alto risco de surgir danos no osso esponjoso para o carregamento de 2720N devido aos valores das deformações obtidas serem superiores aos valores de deformações que indicam a possibilidade de início de lesões no osso trabecular (77), apesar de que para o caso clínico a longo termo o risco ser mais reduzido que no caso pós-operatório.

Analisando os resultados do modelo com artroplastia em dois níveis, observou-se que foi na vértebra intermédia do segmento onde foi possível observa-se mais deformações. Isto deveu-se ao facto de que a vértebra L4 encontrava-se posicionada entre dois implantes e também pelo facto de os dois implantes possuírem quilhas, o que torna o osso esponjoso da vértebra mais vulnerável a deformações. Para a situação clínica pós-operatória, aquela que demonstrou valores mais elevados, os valores médios das deformações principais no osso esponjoso da

vértebra L4 foram, $1200 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 e $-3670 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_3 , resultantes da aplicação de 800N. Para 2720N os valores médios das deformações principais foram, $3900 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 e $-11300 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_3 . Comparando os valores obtidos com os do estudo mencionado anteriormente (77), verificou-se que para a força aplicada de 800N não existe risco de início de danos que possam conduzir ao risco de fratura. No entanto, os valores de deformação obtidos no caso de carga de 2720N foram superiores aos limites mencionados para iniciação de danos no osso esponjoso (77), logo potencializando o risco de possível fratura por ação das cargas cíclicas.

Ainda para o caso da artroplastia em dois níveis, mas para a situação clínica a longo termo, os valores médios das deformações principais máximas obtidas no osso esponjoso da vértebra L4 resultantes da aplicação de 800N foram, $800 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 e $-2570 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_3 e para 2720N foram obtidas $2600 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 e $-7930 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_3 . Estes dados indicam que não existe risco de surgir danos que possam causar fratura para a carga 800N. No entanto, o mesmo não aconteceu com a aplicação de 2720N, visto que os valores resultantes desta carga indicam o início de lesões para a tração e para a compressão, apesar de as deformações não terem sido tão elevadas como no caso pós-operatório, mas indicam que numa situação clínica a longo termo com um esforço que requeira uma força igual ou superior a 2720N, continua a existir risco de fratura.

À semelhança da análise realizada para o osso esponjoso, a mesma avaliação foi realizada para o osso cortical, estudando as deformações principais máximas e mínimas e avaliando o comportamento estrutural das vértebras. Nos modelos estudados verificou-se que foi na situação pós-operatória que surgiu deformações principais mais elevadas, sendo na situação a longo termo ligeiramente mais baixas.

No caso do modelo da artroplastia em um nível, as deformações principais mais elevadas encontravam-se nas regiões dos cortes para a inserção das quilhas do implante (zona A e B), chegando a valores máximos de aproximadamente a $400 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 e $-400 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_3 e para 2720N, foi obtido valores máximos equivalentes a $1330 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 e $-1330 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_3 . Estes valores encontram-se abaixo dos valores considerados mínimos para o início de modelação óssea isto é, a necessidade de aumentar a massa óssea para reparar danos no osso cortical, como é descrito na teoria da remodelação óssea de Frost (78)(79). Ou seja, os dados obtidos encontram-se abaixo do intervalo $2000 - 3000 \times 10^{-6}m/m$, o que indica que as cargas simuladas provocam danos ligeiros e que facilmente são reparados (78)(79), indicando assim que o risco de fratura no osso cortical das vértebras não existe.

Em relação aos dados obtidos para o modelo representativo da artroplastia em dois níveis, este modelo apresenta uma maior distribuição das deformações principais ao longo do segmento, comparativamente com o modelo com um nível de artroplastia. O caso em que resultou maiores deformações foi o caso pós-operatório, seguindo do caso a longo termo. Das zonas em análise, foi a zona D que demonstrou ser a região mais vulnerável a danos devido à colocação de implantes no segmento lombar. Os valores médios de deformações principais na zona D foram iguais a $200 \times 10^{-6}m/m$ e $667 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_1 nas cargas de 800N e 2720N, respetivamente, e $-280 \times 10^{-6}m/m$ para as ε_3 para a força de 800N e $-933 \times 10^{-6}m/m$ para 2720N, para a situação pós-operatória. Estes valores encontram-se abaixo do limite máximo para uma remodelação óssea normal (78)(79), portanto, conclui-se que o risco de ocorrer fratura por causa da colocação do implante na vértebra, neste caso, com dois implantes na mesma vértebra, o risco é inexistente.

Ambos os modelos representantes da artroplastia, demonstram valores mais elevados do

que os referidos anteriormente e que surgiram devido ao contacto entre superfícies das placas e o osso cortical, provocando valores máximos de deformações principais iguais a $600 \times 10^{-6} m/m$ e $-600 \times 10^{-6} m/m$ para as deformações principais máximas e mínimas, respetivamente, resultantes da aplicação da 800N nos segmentos lombares e $2000 \times 10^{-6} m/m$ e $-2000 \times 10^{-6} m/m$ para as deformações principais máximas e mínimas, respetivamente, derivadas da aplicação de 2720N. Os dados demonstram que a aplicação de 800N não provoca danos no osso de modo a que seja necessário remodelação óssea por encontrar-se abaixo dos valores considerados mínimos de deformação (78)(79). Mas o contrário acontece com os valores das deformações resultantes da aplicação de 2720N, isto é, as deformações resultantes são considerados valores mínimos para remodelação óssea(78)(79), ou seja, indica surgimento de danos que implica aumento da massa óssea para tratar as lesões.

Foram comparadas as deformações principais da situação pós-operatória com as da situação a longo termo e verificou-se que as deformações principais sofreram uma redução na situação a longo termo. Esta diminuição origina o efeito de stress-shielding, ou seja, provoca diminuição da densidade óssea nas regiões de interface do osso e do implante devido a uma diminuição da solicitação mecânica (78)(80). Uma das consequências desta redução de densidade óssea pode ser a perda de suporte do implante, resultando numa migração ou falência do implante.

Foram também analisadas as tensões de von Mises máximas resultantes nos componentes dos implantes. Nas placas metálicas de liga de cobalto-crómio-molibdénio (CrCoMo) a tensão de cedência estipulada é 1303MPa (21), indicando o comportamento limite no regime elástico da liga de cobalto. As tensões de von Mises obtidas encontram-se abaixo da tensão de cedência sendo que o valor mais alto obtido foi 598MPa, para a prótese colocada no nível L4-L5, para o caso da artroplastia em dois níveis na situação pós-operatória e para força aplicada igual 2720N, ou seja, menos de metade da tensão de cedência. Concluindo assim que, o material constituinte das placas dos implantes encontrava-se no regime elástico, não apresentando risco de cedência.

Relativamente aos núcleos dos implantes cujo seu material é UHMWPE (Ultra-Hight-Molecular-Weight Polyethylene), apresenta uma tensão de cedência igual a 20MPa (21). O valor máximo obtido para a tensão de von Mises resultante dos estudos numéricos realizados foi 8,77MPa para o núcleo que encontrava-se no nível L4-L5, para a situação clínica a longo termo para artroplastia em dois níveis e com um carregamento igual a 2720N. Ou seja, o valor mencionado encontra-se abaixo ao valor da tensão de cedência, o que indica que o comportamento do material em relação às cargas aplicadas não ultrapassa o regime elástico.

Com os testes realizados nos dos modelos numéricos tridimensionais concluiu-se que, dos modelos estudados aquele que representa a situação que apresenta maior risco de danos foi o modelo representativo da artroplastia em dois níveis, seguindo do modelo representativo da artroplastia em 1 nível, ambos os casos com a aplicação de um carregamento igual a 2720N. Isto acontece devido ao facto de ser introduzido no segmento um elemento com um módulo de elasticidade mais elevado que o módulo de Young do disco intervertebral, resultando por isso uma distribuição de carga mais deficiente pelo segmento, concentrando-se na região de interface com as vértebras ao contrário do que acontece com o modelo nativo, que tem uma distribuição de carga mais uniforme (20).

Outro aspeto que faz com o modelo com dois implantes seja mais suscetível a danos, encontra-se relacionado com a geometria do implante, ou seja, as placas do implantes apresentam quilhas para obter uma boa fixação e isto faz com que surjam mais tensões na interface da quilha com o osso, levando ao aumento de deformações na interface com a prótese, contri-

buindo também o facto de a prótese de ainda não encontrar-se osteointegrada.

As tensões de von Mises obtidas indicam que os implantes não apresentam riscos de falência com a aplicação da cargas na ordem de 2720N. Mas é necessário ter em consideração a quantidade de força aplicada no segmento lombar, para não danificar o implante, principalmente no núcleo, visto que o seu material é um polímero. Isto é, o polímero apresenta uma tensão de cedência baixo o que torna o núcleo mais vulnerável a deformar-se.

Capítulo 5

Modelo Experimental do Segmento L3-L5

5.1 Introdução

Este capítulo tem como objetivo estudar a influência da altura do corpo da vértebra L4, recriando modelos experimentais representativos do segmento L3-L5 da coluna lombar. Os modelos construídos foram sujeitos a um carregamento até uma carga máxima pré-estabelecida, avaliando assim o surgimento ou não de fratura na vértebra intermédia L4. Para tal, foram construídos três modelos experimentais que representam a condição intacta, a condição da artroplastia a um nível e a condição da artroplastia em dois níveis. Os materiais e geometrias dos modelos experimentais foram selecionados de modo a que as suas propriedades mecânicas fossem semelhantes ao osso esponjoso e ao disco intervertebral.

5.2 Materiais e Métodos

5.2.1 Modelos Experimentais

Para realizar a componente experimental do trabalho desenvolvido, foram construídos três modelos experimentais representativos do segmento lombar L3-L5. Os modelos construídos representam a situação intacta, artroplastia a um nível e artroplastia a dois níveis, como aconteceu para a simulação numérica. Para a construção dos modelos foram maquinados em máquina CNC vários blocos de espuma com várias geometrias, podendo assim representar de uma forma mais realista as vértebras L3, L4 e L5. A espuma utilizada nos modelos foi espuma rígida de poliuretano com uma densidade de $0,32g.cm^{-3}$ (Model 1522-03, Pacific-Research-Labs, WA, USA) que apresenta características biomecânicas semelhantes às do osso esponjoso (ASTM F-1839-08) (24), permitindo assim a sua aplicação em estudos de dispositivos e instrumentos ortopédicos. A espuma foi selecionada com uma densidade igual a $0,32g.cm^{-3}$ para representar o osso esponjoso saudável (81). As propriedades mecânicas da espuma rígida de poliuretano selecionada encontram-se presentes na tabela 5.1.

Tabela 5.1: Propriedades Mecânicas Espuma Rígida Poliuretano (24)(25)

| Componente | Material | Módulo de Young (MPa) | Coefficiente de Poisson (ν) | Resistência à compressão (MPa) | Densidade ($g.cm^{-3}$) |
|----------------|-------------------------------------|-----------------------|-----------------------------------|--------------------------------|---------------------------|
| Osso esponjoso | Espuma Poliuretano (ASTM F-1839-08) | 210 | 0,3 | 8,4 | 0,32 |

Para estudar a influência da altura da vértebra L4 foram selecionadas três alturas, uma altura padrão de 23,5mm, uma altura 15% mais baixa (20mm) e uma altura 15% mais alta (27mm) que a altura padrão. As dimensões no plano transversal dos blocos foram selecionadas de acordo com os dados anatômicos das vértebras L3, L4 e L5 disponíveis na literatura (26)(27). Estas dimensões encontram-se apresentadas na tabela 5.2.

Para reproduzir os discos intervertebrais usados nos testes experimentais, foi decidido usar borracha, por apresentar um baixo módulo de Young, igual a 5MPa (76). A altura dos discos de borracha para os níveis L3-L4 e L4-L5 dos modelos experimentais apresentam a mesma altura, isto é, uma altura média igual a 10mm e segundo alguns estudos realizados (27), não existem diferenças significativas entre a altura dos discos para os níveis do segmento em estudo. A figura 5.1 representa um dos discos de borracha usados nos testes experimentais para representar os discos intervertebrais.

Tabela 5.2: Dimensões dos modelos experimentais das vértebras (26)(27)

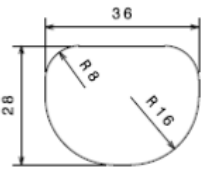
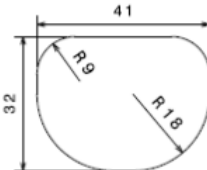
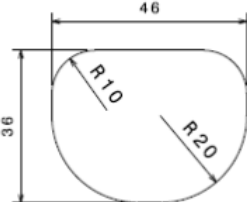
| Componente | Dimensões no plano frontal | Altura |
|-------------|---|---------------------------|
| Vértebra L3 |  | 20 mm |
| Vértebra L4 |  | 20 mm 23,5 mm 27 mm |
| Vértebra L5 |  | 27 mm |



Figura 5.1: Disco Experimental

Nos ensaios experimentais, o implante usado foi o ProDisc-L (Synthes Spine, Paoli, PA). No estudo experimental só foi possível usar uma prótese Prodisc-L comercial, mas como havia a necessidade de um segundo implante para realizar o estudo no modelo com artroplastia em dois níveis, houve a necessidade de maquinar, com recurso a tecnologia CNC, uma réplica do modelo original cujos materiais usados foram os mesmos usados no implante comercial, ou seja, liga de cobalto-crómio-molibdênio para as placas e polímero UHMWPE para núcleo do implante.

A figura 5.2 apresenta os modelos experimentais construídos e usados nos ensaios experimentais para os 3 casos de estudo. A figura 5.2a representa o estado nativo do segmento nativo constituído por 3 blocos de espuma rígida de poliuretano, intercalados com discos de borracha. A artroplastia a um nível encontra-se representada na figura 5.2b, em que o modelo foi construído com 3 blocos de espuma, um disco de borracha entre o bloco de espuma superior e o intermédio e um implante entre os dois blocos de espuma inferiores. Por último, a figura 5.2c representa a artroplastia em dois níveis onde o modelo foi montado com 3 blocos de espuma e intercalados com implantes.

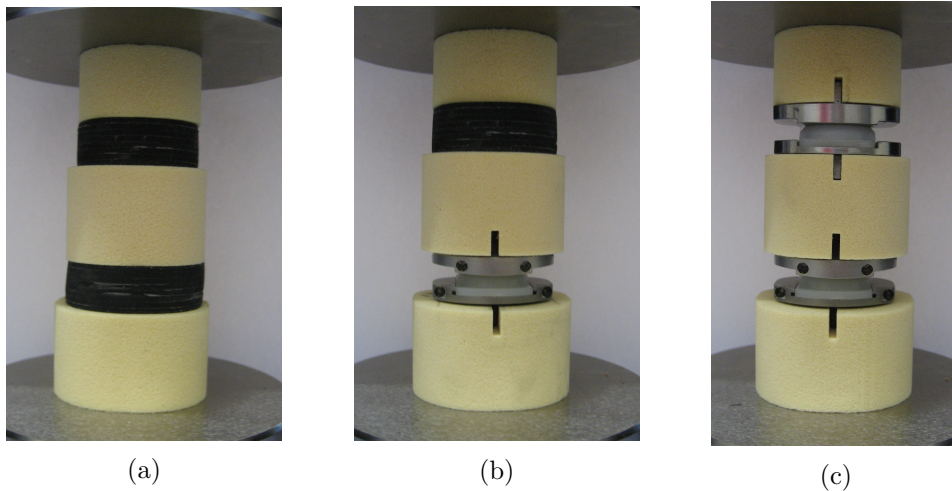


Figura 5.2: Modelos Experimentais representativos da situação: a) nativa; b) artroplastia a um nível; c) artroplastia a dois níveis

5.2.2 Condição de ensaio

Os testes experimentais consistiram na aplicação de uma carga de compressão uniaxial sobre os modelos construídos, usando para esse efeito a máquina de ensaios presente no Departamento de Engenharia Mecânica, Shimadzu AGS-10KnXD (figura 5.3). A máquina foi configurada para aplicar uma carga com uma velocidade constante, igual a 2mm.s^{-1} e também foi configurada a carga máxima que a máquina aplicou, ou seja, uma carga igual a 3200N. Este valor foi estabelecido para não exceder o limite máximo da resistência à compressão da espuma rígida de poliuretano e do polietileno do núcleo do implante, que respetivamente corresponde a 8,4 e 5MPa (24)(82). Cada teste foi realizado duas vezes.

Após a realização dos testes para uma força de compressão até 3200 N, foi decidido testar os modelos para a capacidade máxima da máquina de ensaios, ou seja, 10 kN. Esta força foi estabelecida para analisar qual seria a carga máxima que os modelos conseguiriam aguentar até surgir alguma fratura nos modelos.



Figura 5.3: Máquina de Ensaios, Shimadzu AGS-10KnXD

5.3 Resultados

Nesta secção são apresentados os resultados obtidos com a realização dos testes experimentais do trabalho realizado. Os resultados analisados comparam os deslocamentos dos modelos em função da força aplicada para cada modelo estudado e o estado dos modelos antes e após o carregamento. Comparando os resultados da situação intacta, com os da situação da artroplastia a um nível e a dois níveis, verificou-se que os modelos nativos foram aqueles que apresentaram maiores deslocamentos, sendo o deslocamento máximo médio igual a 8,84mm para o modelo com uma altura de 27mm no corpo intermédio, seguindo-se de 8,75mm para o corpo intermédio com 23,5mm e 8,63mm para 20mm. O modelo com um implante apresenta deslocamentos mais baixos que o modelo para a situação nativa, ou seja, uma redução de aproximadamente 27% para altura 27mm, 29% para 23,5mm e 28% para 20mm. Por fim, os modelos para artroplastia com dois implantes foram aqueles que apresentaram menores deslocamentos, correspondendo a reduções de cerca 74% para o modelo com o corpo intermédio com uma altura igual 27mm, 77% para altura de 23,5mm e por último, 77,5% para 20mm, em relação ao modelo para a situação nativa. Os valores dos deslocamentos e desvios-padrão

para cada modelo e altura encontram-se presentes na tabela 5.3.

Os dados da tabela 5.3 também podem ser analisados na figura 5.4, onde é apresentado um gráfico onde foi demonstrado o deslocamento de todos os modelos experimentais testados, em função do carregamento efetuado até 3200N. Com a análise do gráfico verificou-se que os valores dos deslocamentos diminuem com a aplicação dos implantes nos modelos experimentais e com o número de implantes que o modelo possui, como foi verificado na tabela 5.3.

Tabela 5.3: Deslocamento médio e desvio-padrão para o carregamento máximo de 3200N

| Modelo | Altura da vértebra (mm) | Teste 1 Deslocamento máximo(mm) | Teste 2 Deslocamento máximo(mm) | Deslocamento médio (mm) | Desvio-padrão (σ) |
|----------|-------------------------|------------------------------------|------------------------------------|-------------------------|----------------------------|
| Nativo | 20 | 8,7 | 8,56 | 8,63 | 0,099 |
| | 23,5 | 8,73 | 8,76 | 8,75 | 0,022 |
| | 27 | 8,85 | 8,83 | 8,84 | 0,019 |
| 1 Nível | 20 | 6,23 | 6,2 | 6,22 | 0,016 |
| | 23,5 | 6,18 | 6,19 | 6,19 | 0,007 |
| | 27 | 6,47 | 6,45 | 6,46 | 0,013 |
| 2 Níveis | 20 | 1,94 | 1,95 | 1,94 | 0,012 |
| | 23,5 | 1,97 | 2 | 1,98 | 0,022 |
| | 27 | 2,48 | 2,17 | 2,33 | 0,214 |

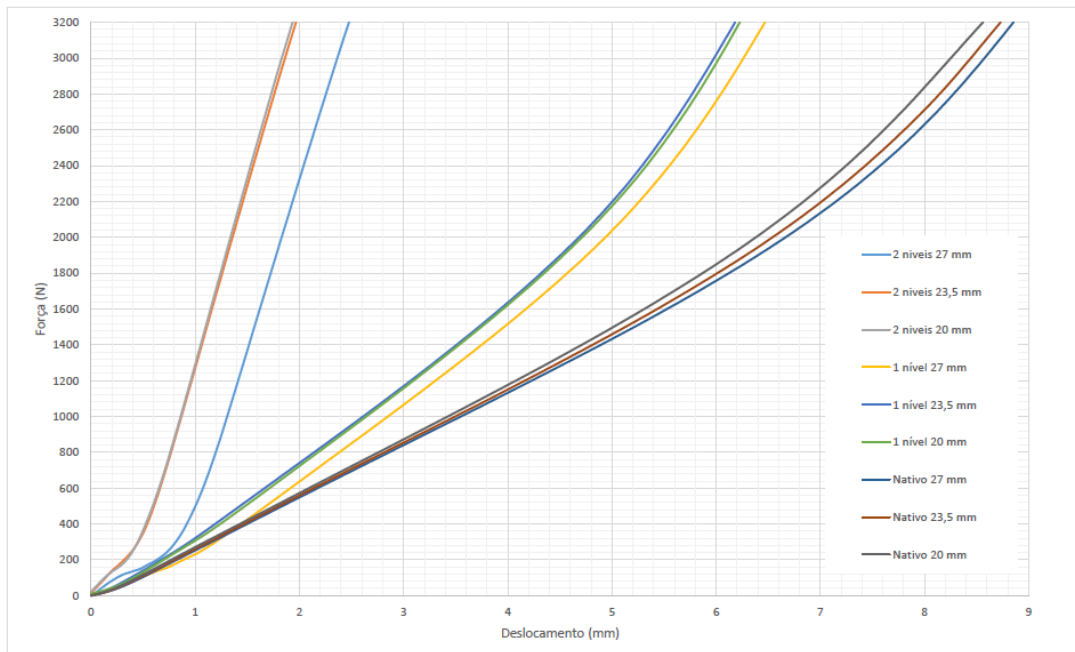


Figura 5.4: Gráfico Força-Deslocamento para um carregamento igual a 3200N

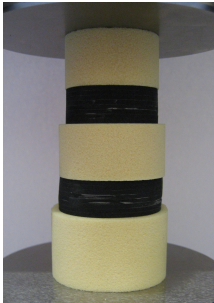

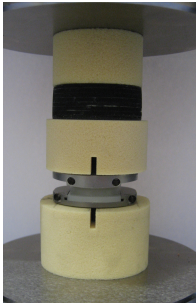
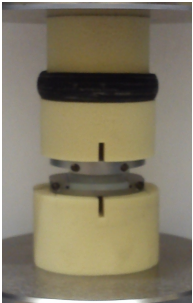


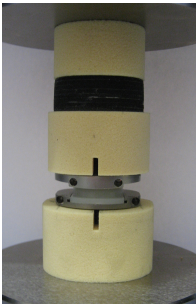



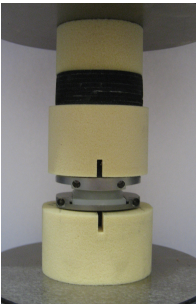
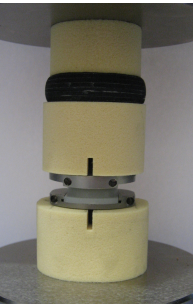
Para complementar a informação da tabela 5.3 e do gráfico da figura 5.4, a tabela 5.4 demonstra os modelos construídos para o caso nativo e para o modelo com um implante antes e após a aplicação do carregamento até 3200N. Analisando a tabela 5.4, verificou-se que a

aplicação de 3200N não foi suficiente para provocar algum tipo rotura no bloco intermédio, independentemente da altura testada.

Outra observação retirada, encontra-se relacionada com o estado final dos discos de borracha, onde observou-se uma compactação dos discos resultante da aplicação das cargas.

Não foram apresentados os estados finais para os modelos com dois implantes, por não verificarem diferenças comparativamente com o estado inicial.

Tabela 5.4: Modelo Nativo e modelo com 1 implante: antes e depois da aplicação da carga máxima 3200N

| Altura (mm) | Modelo Intacto | | Modelo com 1 implante | |
|----------------|---|---|--|---|
| | Antes | Depois | Antes | Depois |
| 20 |  |  |  |  |
| 23,5 |  |  |  |  |
| 27 |  |  |  |  |

Na figura 5.5 é apresentado um gráfico força-deslocamento para o modelo com dois implantes, que representa o comportamento do modelo com dois implantes e com o bloco intermédio com uma altura igual a 20mm quando foi sujeito a um carregamento, em que o objetivo foi avaliar qual seria o valor da força em que ocorreria rotura no bloco intermédio. A fratura ocorreu para uma carga igual a 6555,6N, bem superior ao valor limite utilizado nos anteriores ensaios.

Na tabela 5.5, encontram-se representados os segmentos construídos com dois implantes, antes e após a aplicação da força de compressão em que ocorreu a rotura no bloco intermédio com 20mm de altura. Analisando as imagens fica comprovado o surgimento de uma fratura na região situada entre os cortes nos blocos, destinados às quilhas dos implantes.

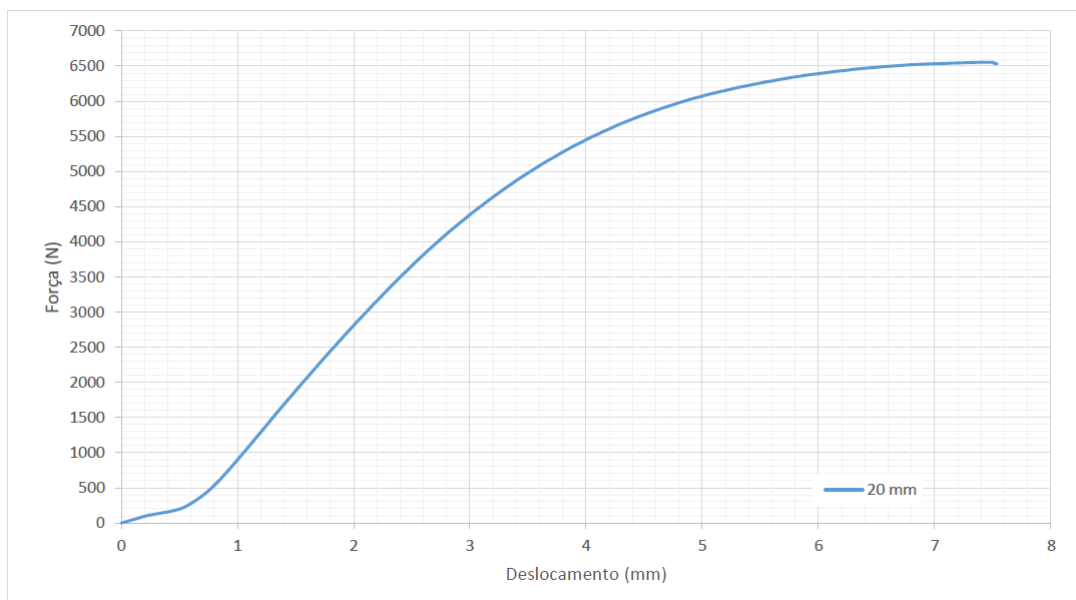

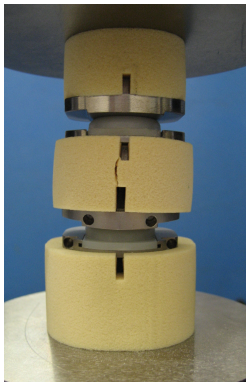


Figura 5.5: Gráfico Força-Deslocamento para o segmento com artroplastia a 2 níveis

Tabela 5.5: Modelo Nativo e modelo com 2 implantes: antes e depois da aplicação da carga máxima até 10kN

| Altura (mm) | Modelo com 2 implantes | |
|----------------|---|--|
| | Antes | Depois |
| 20 |  |  |

5.4 Discussão

Neste capítulo foram desenvolvidos modelos experimentais em espuma rígida de poliuretano, visto que esta espuma possui características semelhantes ao osso esponjoso, para estudar a influência da altura da vértebra lombar intermédia no aparecimento de fraturas após artroplastia.

No modelo nativo a aplicação de uma carga até 3200N não foi suficiente para provocar danos que levasse ao surgimento de fratura nos blocos de espuma, sendo que as únicas alterações que houve no modelo experimental foi no disco de borracha, ou seja, deformou-se devido à compressão a que foi sujeito, e caso aumentasse a carga máxima, poderia observa-se um esmagamento dos corpos de espuma não uma fratura como esperado. Este modelo foi aquele que demonstrou maiores deslocamentos, isto devido à presença dos discos de borracha, que permitiu que grande parte da energia de deformação fosse absorvida por estes, tal como, acontece com os discos intervertebrais, diminuindo assim a possibilidade de fratura nas vértebras.

No modelo com um implante também não foi verificado nenhuma fratura no corpo de espuma intermédio para qualquer das alturas, observando apenas deformação do disco de borracha. Este modelo foi o segundo com os deslocamentos mais altos, isto devido à introdução do implante no modelo, que fez aumentar a rigidez do segmento e diminuir o deslocamento.

Para o modelo com 2 níveis implantes, para o carregamento até 3200N não observou-se nenhuma alteração no modelo, concluindo que 3200N não foi suficiente para perceber qual seria a carga que provocaria fratura no corpo intermédio, em qualquer das alturas em análise. Este modelo foi o que apresentou os deslocamentos mais baixos dos modelos testados, isto devido à presença de dois implantes, o que fez aumentar a rigidez do segmento.

Complementarmente, o segmento com 2 implantes e para o caso com um bloco intermédio com 20mm altura (mais baixa), foi submetido a uma carga mais elevada. Neste caso a fratura do bloco intermédio ocorreu para um valor de carga igual a 6555,6N, aproximadamente 2 vezes mais elevada que a carga estabelecida inicialmente como carga máxima, a fim de evitar danos nos implantes. Com base no valor da força 6555,6N para o modelo com dois níveis de artroplastia, para a altura de vertebra de 20mm, pode-se estimar que para o segmento com um nível de artroplastia, independentemente da altura, a carga que levará ao surgimento de fratura será superior. Estes valores encontram-se de acordo com alguns autores, que mencionam que para cargas compressivas as vértebras adultas falham para cargas entre 5000N e 8000N (36). Outros autores afirmam que a fratura pode surgir para cargas superiores a 10kN (36). Conclui-se que um paciente que tenha sido sujeito a artroplastia em dois níveis lombares e que possua vértebras pequenas, encontra-se mais vulnerável ao aparecimento de fratura na vértebra intermédia L4, se este for submetido a cargas extremamente elevadas, bem acima dos valores fisiológicos. Assim, pode-se concluir que o risco de fratura da vértebra intermédia para qualquer uma das configurações ensaiadas é bastante reduzida para pacientes que realizem tarefas normais do seu dia-a-dia.

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

O principal objetivo do trabalho realizado foi avaliar o risco de dano da vértebra lombar após artroplastia a um ou dois níveis com a aplicação do implante ProDisc-L no segmento lombar L3-L5. Para proceder à concretização do principal objetivo foram desenvolvidos modelos numéricos e experimentais para avaliar o comportamento estrutural da vértebra intermédia do segmento. Foi possível verificar com recurso às simulações numéricas, que é para a carga de 2720N, representativa de uma atividade de levantar 20 kg com os joelhos fletidos com as costas direitas, que os valores das deformações principais foram mais elevados, apontando um risco de ocorrência de dano no osso esponjoso na zona adjacente as quilhas do implante, na artroplastia a dois níveis, na situação pós-operatória e na situação de longo termo. O modelo representativo da situação pós-operatória é aquela que verifica o maior risco de ocorrência de dano, isto devido ao implante não se encontrar osteointegrado no osso, originando deformações mais elevadas no osso esponjoso nas zonas das quilhas, com valores de deformação superiores aos referenciados para a iniciação de microdanos no osso esponjoso (77). Na situação a longo termo, foram apresentados valores de deformações mais baixos que na situação pós-operatória, mas que ainda assim representam um risco de dano no osso, que podem conduzir ao surgimento de microfissuras do osso esponjoso for efeito das cargas cíclicas-fadiga. No caso da artroplastia a um nível, também se verifica que os valores das deformações obtidas para a aplicação de um carga de 2720N são superiores aos referenciados para a iniciação de microdano no osso esponjoso (77), sendo este risco superior na situação pós-operatória, em que ainda não ocorreu a osteointegração do implante ao osso. No entanto, os valores mais baixos das deformações nesta configuração, indicam uma inferior probabilidade de ocorrer dano na vértebra que no caso da artroplastia a dois níveis. Estes resultados indicam que com a realização de um esforço físico mais exigente, existe um risco de dano no osso esponjoso que pode evoluir com a aplicação de cargas cíclicas de elevada magnitude, mas não o risco de ocorrência de fratura imediata e abrupta da vertebra lombar, já que os níveis de deformações no osso cortical foram em todas as configurações analisadas inferiores aos referenciados para a existência de risco de fratura do osso cortical (21).

Assim, pode-se concluir que a realização da artroplastia lombar para a resolução de patologias na coluna, altera significativamente o comportamento biomecânico das vertebrae relativamente à situação nativa, conduzindo de uma forma geral ao aumento das deformações no osso, aumentando o risco de microdano ósseo aquando da aplicação de cargas cíclicas elevadas. Este risco afigura-se maior com o aumento do número de níveis a que artroplastia é realizada.

Os ensaios experimentais com os modelos das vertebrae sintéticas permitem concluir que

para uma carga axial de 3200N aplicado aos segmentos, carga bem superior às desenvolvidas nas atividades fisiológicas normais do indivíduo, não existe qualquer risco de fratura no corpo da vértebra independentemente da altura da vértebra intermédia e independentemente da configuração protésica do segmento estudado. No entanto, verificou-se que para o segmento com artroplastia a dois níveis, a fratura da vertebra intermédia pode ocorrer para valores de carga três a quatro vezes superiores aos fisiológicos, quando associados a uma vertebra de altura reduzida. Sugere-se assim que é necessário um esforço demasiado elevado por parte do paciente, e que este possua vértebras de altura reduzida, para que ocorra fratura no corpo da vértebra. Ou seja, o risco de fratura no corpo da vértebra com a aplicação do implante ProDisc-L é baixo mesmo para vertebra de altura reduzida em atividades fisiológicas normais.

Como sugestão de trabalhos futuros deve-se complementar este trabalho com o caso da cirurgia híbrida, isto é, a cirurgia com a aplicação da artrodese a um nível e a artroplastia no nível adjacente. Também a realização do mesmo estudo experimental mas com a utilização de osso de cadáver seria uma mais-valia para a validação das presentes conclusões. Seria também de todo o interesse a realização de estudos comparativos com outros tipos de implantes por forma a avaliar como a geometria do implante pode ou não estar associada a um maior ou menor risco de danos ósseo.

Referências

- [1] Wecker JE. Aula de Anatomia - Sistema Ósseo - Coluna Vertebral. Aula de Anatomia;. [Consultado em: 14-10-2014]. Disponível em: <http://www.auladeanatomia.com/osteologia/coluna.htm>.
- [2] Wecker JE. Anatomia Geral - Sistema Ósseo - Coluna Vertebral. Aula de Anatomia;. [Consultado em: 14-10-2014]. Disponível em: <http://www.auladeanatomia.com/osteologia/caracteristicasregionais.htm>.
- [3] Richard A Banton, DPT, OCS, CMPT A. Biomechanics of the Spine. Journal of The Spinal Research Foundation. 2012;7(2):12–20.
- [4] Wecker JE. Aula de Anatomia - Sistema Articular - Sinoviais (Diartroses) - Coluna Vertebral. Aula de Anatomia;. [Consultado em: 04-10-2014]. Disponível em: <http://www.auladeanatomia.com/artrologia/coluna.htm>.
- [5] Wiertz WP. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. - Anatomy & Physiotherapy. Roermond: Anatomy & Physiotherapy; 2013. [Consultado em: 03-11-2015]. Disponível em: <http://www.anatomy-physiotherapy.com/articles/musculoskeletal/spine/lumbar/259-the-thoracolumbar-fascia-anatomy-function-and-clinical-considerations>.
- [6] Kapandji A. Fisiologia articular. vol. 3. 5th ed. Paris: MALOINE; 2000.
- [7] Twomey L. The effects of age on the ranges of motions of the lumbar region. Australian Journal of Physiotherapy. 1979;25(6):257–263.
- [8] Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine. 1999;24(8):755–762.
- [9] Rohlmann A, Neller S, Bergmann G, Graichen F, Claes L, Wilke HJ. Effect of an internal fixator and a bone graft on intersegmental spinal motion and intradiscal pressure in the adjacent regions. European Spine Journal. 2001;10(4):301–308.
- [10] Adams MA, Dolan P. Spine biomechanics. Journal of Biomechanics. 2005;38(10):1972–1983.
- [11] Weiner BK, Patel R. The accuracy of MRI in the detection of Lumbar Disc Containment. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2008;3(1):46.
- [12] Mary Rodts D. Spondylolisthesis: Back Condition and Treatmen. spineuniverse; 2015. [Consultado em: 05-11-2015]. Disponível em:

<http://www.spineuniverse.com/conditions/spondylolisthesis/spondylolisthesis-back-condition-treatment>.

- [13] KBNI serving Houston, Sugarland, Woodlands, Katy, Spring, Sealy, Baytown P. Recovering from Spinal Stenosis, Lumbar Stenosis, Cervical Stenosis. KRAUS Back & Neck Institute;. [Consultado em: 05-11-2015]. Disponível em: <http://spinehealth.com/blog/recovering-from-spinal-stenosis-lumbar-stenosis-cervical-stenosis-review-by-kbni-serving-houston-sugarland-woodlands-katy-spring-sealy-baytown-pearland/>.
- [14] Correa A, Watkins-castillo SI. Adult Spinal Deformity and Degenerative Scoliosis. The Burden of Musculoskeletal Diseases in the United States; 2015. [Consultado em: 06-11-2015]. Disponível em: <http://www.boneandjointburden.org/2014-report/iiid20/adult-spinal-deformity-and-degenerative-scoliosis>.
- [15] ALIF. Spine-Health; 2009. [Consultado em: 07-11-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/fig-1-anterior-lumbar-interbody-fusion>.
- [16] Cole CD, McCall TD, Schmidt MH, Dailey AT. Comparison of low back fusion techniques: Transforaminal lumbar interbody fusion (TLIF) or posterior lumbar interbody fusion (PLIF) approaches; 2009.
- [17] Neurosurgery Notes - Fall 2010 - Direct Lateral Spinal Fusions: A New Minimally Invasive Approach, XLIF Surgery. Carolina Neurosurgery & Spine Associates; 2015. [Consultado em: 07-11-2015]. Disponível em: <http://www.cnsa.com/newsletter/archive/2010-fall/xlif.html>.
- [18] Williams AL, Gornet MF, Burkus JK. CT evaluation of lumbar interbody fusion: current concepts. *AJNR American journal of neuroradiology*. 2005;26(8):2057–2066.
- [19] Serhan H, Mhatre D, Defossez H, Bono CM. Motion-preserving technologies for degenerative lumbar spine: The past, present, and future horizons. *SAS Journal*. 2011;5(3):75–89.
- [20] Alcântara I, Silva S, Completo A, Fonseca F, Veloso J, Ramos A, et al. Avaliação do comportamento biomecânico da vértebra nativa e protésica. *Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia*. 2011;19(2):105–113.
- [21] Completo A, Fonseca F. Desempenho de Dispositivos Implantáveis. In: *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindústria, Edições Técnicas; 2011. p. 337–382.
- [22] Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2005;14(5):445–53.
- [23] Sato K, Kikuchi S, Yonezawa T. In Vivo Intradiscal Pressure Measurement in Healthy Individuals and in Patients With Ongoing Back Problems. *Spine*. 1999;24(23):2468.
- [24] Sawbones. Biomechanical Test materials 2015. Sawbones. 2015;.

- [25] Sawbones. Sawbones Solid Rigid Polyurethane Foam 20 pcf Density. MatWeb - Material Property Data; 2015. [Consultado em: 30-09-2015]. Disponível em: <http://www.matweb.com/search/datasheet>.
- [26] Kurutz M. Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine. In: Moratal D, editor. Finite Element Analysis. Intech; 2010. Disponível em: <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis/finite-element-modelling-of-human-lumbar-spine->.
- [27] Zhou SH, McCarthy ID, McGregor AH, Coombs RR, Hughes SP. Geometrical dimensions of the lower lumbar vertebrae—analysis of data from digitised CT images. *European spine journal* : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society. 2000;9(3):242–8.
- [28] James Yue M, Kai Zhang M, Harrison X Bai M, Jerry Du B, Frank Cammisa M, Celeste Abjornson P, et al. A Comparison of Patients Who Have Undergone 1-Level versus 2-Level Prodisc Arthroplasty. *The Spine Journal*. 2013;38(14):1194–1198.
- [29] Ibrahim T, Tleyjeh IM, Gabbar O. Surgical versus non-surgical treatment of chronic low back pain: a meta-analysis of randomised trials. *International Orthopaedics*. 2008;32(1):107–113.
- [30] Delamarter R, Zigler J, Balderston Ra, Spivak JM, Linovitz R, Zucherman J, et al. Results of the Prospective Randomized Multicenter FDA IDE study of the ProDisc®-L Total Disc Replacement vs. Circumferential Fusion for the Treatment of Two Level Degenerative Disc Disease. *The Spine Journal*. 2007;32(11):1155–1162.
- [31] Zigler JE, Ohnmeiss DD. Comparison of 2-Level Versus 1-Level Total Disc Replacement: Results From a Prospective FDA-Regulated Trial. *SAS Journal*. 2008;2(3):140–144.
- [32] Trincat S, Edgard-Rosa G, Geneste G, Marnay T. Two-level lumbar total disc replacement: Functional outcomes and segmental motion after 4 years. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2015;101(1):17–21.
- [33] Mayer HM. Total lumbar disc replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2005;87-B(8):1029–1037.
- [34] Natour J, Appel F, Assis MRD, Vasconcelos JTS, Freire M, Antonio SF, et al. *Coluna Vertebral: Conhecimentos básicos*. 2nd ed. São Paulo: etCetera editora; 2004.
- [35] n S. *Coluna Vertebral. Dores nas Costas*; 2011. [Consultado em: 04-10-2014]. Disponível em: http://www.doresnascostas.com.br/coluna-vertebral.asp?Id=5&Id_Sup=4.
- [36] Frankel MNVH. Biomechanics of the Lumbar Spine. In: *Basic Biomechanics os the Musculoskeletal System*. 3rd ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 257–284.
- [37] Emerson Costa;, Oliveira D, Lopreto C, Junior P, Basaglia R, Canuto D. *Um estudo da coluna vertebral: posicionamento e anatomia*; 2004.

- [38] Peter F Ullrich, Jr M. Vertebrae in the Vertebral Column. Spine-Health; 2009. [Consultado em: 06-05-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/spine-anatomy/vertebrae-vertebral-column>.
- [39] Ombregt L. Applied anatomy of the lumbar spine. In: A System of Orthopaedic Medicine. 3rd ed. Elsevier Ltd; 2013. p. 415–436.e4. Disponível em: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780702031458000314>.
- [40] Meirelles F. Disco Intervertebral, Anel fibroso e Núcleo Pulposos. Frederico Meirelles-Osteopatia & Fisioterapia; 2011. [Consultado em: 22-10-2014] Disponível em: <http://fredericomeirelles.com/2011/07/14/disco-intervertebral-anel-fibroso-e-nucleo-pulposos/>.
- [41] Garcia, A, Barrero, G NS. Introduction to Spinal Anatomy. In: Basic Cardiac electrophysiology. Jones and Bartlett Publishers; 2011. p. 4–8.
- [42] Kowalski RJ, Ferrara LA, Benzel EC. Biomechanics of the spine. Neurosurg Q. 2005;15(1):42–59.
- [43] Isao Yamamoto M, Manohar M Panjabi P, Trey Crisco P, Tom Oxland M. Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint. Spine. 1989;14(11):1256–1260.
- [44] Mobbs RJ, Loganathan A, Yeung V, Rao PJ. Indications for Anterior Lumbar Interbody Fusion. Orthopaedic Surgery. 2013;5(3):153–163.
- [45] Adams Ma, Hutton WC. The mechanics of prolapsed intervertebral disc. International orthopaedics. 1982;6(4):249–253.
- [46] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. What Is Degenerative Disc Disease? Spine-Health; 2015. [Consultado em: 08-06-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/degenerative-disc-disease/what-degenerative-disc-disease>.
- [47] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. The "Degenerative Cascade" of a Degenerating Disc. Spine-Health; 2013. [Consultado em: 22-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/degenerative-disc-disease/degenerative-cascade-a-degenerating-disc>.
- [48] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. Lumbar Degenerative Disc Disease (DDD). Spine-Health; 2013. [Consultado em: 21-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/degenerative-disc-disease/lumbar-degenerative-disc-disease-ddd>.
- [49] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. Lumbar Degenerative Disc Disease Symptoms. Spine-Health; 2013. [Consultado em: 22-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/degenerative-disc-disease/lumbar-degenerative-disc-disease-symptoms>.
- [50] n S. Degenerative Disc Disease Could Be The Pain Keeping You Up At Night. Non-Surgical Spine Care Center;. [Consultado em: 05-11-2015]. Disponível em: <http://www.nospinesurgery.com/degenerative-disc-disease/>.

- [51] Peter F Ullrich, Jr M. Lumbar Herniated Disc. Spine-Health; 2012. [Consultado em: 07-06-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/herniated-disc/lumbar-herniated-disc>.
- [52] Amato DM. Espondilolistese. Neurocirurgia.com; 2015. [Consultado em: 18-11-2015]. Disponível em: <http://www.neurocirurgia.com/content/espondilolistese>.
- [53] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. Degenerative Spondylolisthesis. Spine-Health; 2011. [Consultado em: 08-06-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/spondylolisthesis/degenerative-spondylolisthesis>.
- [54] n S. Espondilolistese. minha vida;. [Consultado em: 13-01-2015]. Disponível em: <http://www.minhavidade.com.br/saude/temas/espondilolistese>.
- [55] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. Isthmic Spondylolisthesis. Spine-Health; 2011. [Consultado em: 06-11-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/spondylolisthesis/isthmic-spondylolisthesis>.
- [56] Yee DA, Mohammed DS, Malcolm DB, Tile DM. Low Back Pain; 2015.
- [57] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. Degenerative Spondylolisthesis Symptoms. Spine-Health; 2011. [Consultado em: 21-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/spondylolisthesis/degenerative-spondylolisthesis-symptoms>.
- [58] John H Shim, MD F. What is Spinal Stenosis? Spine-Health; 2015. [Consultado em: 08-06-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/spinal-stenosis/what-spinal-stenosis>.
- [59] n S. What Is Spinal Stenosis ? National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases (NIAMS); 2014. [Consultado em: 21-09-2014]. Disponível em: http://www.niams.nih.gov/Health_Info/Spinal_Stenosis/spinal_stenosis_ff.asp.
- [60] Brandt RA, Wajchenberg M. Estenose do canal vertebral cervical e lombar. Einstein. 2008;6(Supl 1):S29–32.
- [61] Aleixo C, Neves N. Escoliose degenerativa. Revista Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia. 2013;21(3):271–284.
- [62] Peter F Ullrich, Jr , MD FOS. Degenerative Scoliosis. Spine-Health; 2012. [Consultado em: 21-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/conditions/scoliosis/degenerative-scoliosis>.
- [63] n S. Estenose Lombar. Hernia do Disco; 2015. [Consultado em: 06-11-2015]. Disponível em: <http://www.herniadedisco.com.br/doencas-da-coluna/estenose-lombar/>.
- [64] n S. Back Pain Treatment: Articles and Videos on Back Pain Treatment Options. Spine-Health;. [Consultado em: 09-06-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/treatment>.
- [65] Peter F Ullrich, Jr M. Lumbar Spinal Fusion Surgery. Spine-Health; 2013. [Consultado em: 15-01-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/treatment/spinal-fusion/lumbar-spinal-fusion-surgery>.

- [66] Oliveira L, Marchi L, Coutinho E, Abdala N, Pimenta L. The use of rh-BMP2 in Standalone eXtreme lateral interbody fusion (XLIF®): clinical and radiological results after 24 months follow-up. *World Spinal Column Journal*. 2010;1:19–25.
- [67] Vedat Deviren M. XLIF: Lumbar Spinal Fusion. *Spine-Health*; 2009. [Consultado em: 23-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/treatment/spinal-fusion/xlif-lumbar-spinal-fusion>.
- [68] Vedat Deviren M. XLIF Potential Risks and Complications. *Spine-Health*; 2009. [Consultado em: 23-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/treatment/spinal-fusion/xlif-potential-risks-and-complications>.
- [69] Paul C McAfee M. Artificial Disc Replacement Candidates. *Spine-Health*; 2005. [Consultado em: 23-09-2015]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/treatment/artificial-disc-replacement/artificial-disc-replacement-candidates>.
- [70] Companies DS. PRODISC®-L Total Disc: Instruments and Implants approved by the Ao Foundation. DePuy Synthes Companies; 2015. [Consultado em: 06-05-2015]. Disponível em: www.depuysynthes.com.
- [71] Paul C McAfee M. Artificial Disc Replacement Surgery. *Spine-Health*; 2005. [Consultado em: 03-12-2014]. Disponível em: <http://www.spine-health.com/treatment/artificial-disc-replacement/artificial-disc-replacement-surgery>.
- [72] Synthes Spine. ProDisc-L total disc replacement: For replacement of a diseased and/or degenerated intervertebral disc of the lumbosacral region. Technique Guide. *Synthes Spine*. 2006;32(21).
- [73] Szpalski M, Gunzburg R, Mayer M. Spine arthroplasty: a historical review. *European spine journal*. 2002;11(Suppl 2):S65–84.
- [74] Bono CM, Garfin SR. History and evolution of disc replacement. *The spine journal*. 2004;4(Suppl 6):145S–150S.
- [75] n S. Download-InVesalius. *InVesalius*; 2015. [Consultado em: 28-05-2015]. Disponível em: <http://www.cti.gov.br/invesalius/?page.id=8&lang=pt>.
- [76] Completo A, Nascimento A, Ramos A, Simões J. Failure analysis of C-5 after total disc replacement with ProDisc-C at 1 and 2 levels and in combination with a fusion cage: finite-element and biomechanical models. *Journal of Neurosurgery Spine*. 2015;22(6):639–646.
- [77] Nagaraja S, Couse TL, Guldborg RE. Trabecular bone microdamage and microstructural stresses under uniaxial compression. *Journal of Biomechanics*. 2005;38:707–716.
- [78] Completo A, Fonseca F. Comportamento mecânico do osso. In: *Fundamentos de Biomecânica Músculo - Esquelética e Ortopédica*. Publindústria, Edições Técnicas; 2011. p. 237–270.
- [79] Su SC, Skedros JG, Bachus KN, Bloebaum RD. Loading conditions and cortical bone construction of an artiodactyl calcaneus. *The Journal of experimental biology*. 1999;202(Pt 22):3239–54.

- [80] Norton APMAP. Protocolo cirúrgico para colocação de implantes em função da densidade óssea. Universidade do Porto; 2005.
- [81] Patel PS, Shepherd DE, Hukins DW. Compressive properties of commercially available polyurethane foams as mechanical models for osteoporotic human cancellous bone. BMC Musculoskeletal Disorders. 2008;9(1):1–7.
- [82] n S. UHMW (Ultra High Molecular Weight Polyethylene). Poly-Tech Industrial, Inc; 2011. [Consultado em: 05-10-2015]. Disponível em: <http://www.polytechindustrial.com/products/plastic-stock-shapes/uhmw-polyethylene>.

